

Untersuchungen zum Polyetherabform- material *Impregum Penta Soft*

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Sabine B. Nave
aus Siegen-Kaan-Marienborn

Gießen, 2000

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Direktor: Prof. Dr. med. dent. P. Ferger
des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Horst Herget

Tag der Disputation: 2. Juli 2001

Meinen Eltern in Liebe und Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG.....	3
2. LITERATURÜBERSICHT.....	5
2.1. Geschichte der Präzisionsabformung	5
2.2. Polyether.....	7
2.2.1 <i>Chemischer Hintergrund der Polyetherabformmassen.....</i>	<i>7</i>
2.2.2 <i>Hydrophilie.....</i>	<i>10</i>
2.2.3 <i>Snap Set-Verhalten</i>	<i>12</i>
2.2.4 <i>Strukturviskosität.....</i>	<i>14</i>
3. ZIEL DER ARBEIT.....	18
4. STUDIENPLANUNG UND DURCHFÜHRUNG	19
4.1. Studienübersicht und Studienablauf	19
4.2. Geprüfte Materialien	20
4.3. Durchführung der Untersuchung.....	21
4.3.1 <i>Versuchsserie 1 - Oszillationsprüfung.....</i>	<i>21</i>
4.3.2 <i>Versuchsserie 2 – Bestimmung der Verarbeitungszeit (McCabe- Rheometer)</i>	<i>24</i>
4.3.3 <i>Versuchsserie 3 – Bestimmung der Passgenauigkeit mit Hilfe des Sulcus-Fluid-Flow-Modells.....</i>	<i>27</i>
4.3.4 <i>Versuchsserie 4 – Bestimmung der Dimensionsgenauigkeit mit Hilfe eines Urmodells.....</i>	<i>31</i>
4.3.5 <i>Versuchsserie 5 – Wiedergabegenauigkeit und Bestimmung linearer Maßänderungen.....</i>	<i>33</i>
4.4. Statistische Analyse.....	36
4.4.1 <i>Fallzahlplanung.....</i>	<i>36</i>
4.4.2 <i>Auswertung.....</i>	<i>37</i>
4.4.3 <i>Statistische Methoden.....</i>	<i>37</i>

4.5.	Bearbeitung der Daten	38
4.5.1	Versuchsserie 1 - Oszillationsprüfung.....	38
4.5.2	Versuchsserie 2 – Bestimmung der Verarbeitungszeit (McCabe- Rheometer)	40
4.5.3	Versuchsserie 3 - Bestimmung der Passgenauigkeit mit Hilfe des Sulcus-Fluid-Flow-Modells.....	41
4.5.4	Versuchsserie 4 – Bestimmung der Dimensionsgenauigkeit mit Hilfe eines Urmodells.....	42
4.5.5	Versuchsserie 5 – Wiedergabegenauigkeit und Bestimmung linearer Maßänderungen.....	44
5.	ERGEBNISSE.....	45
5.1.	Versuchsserie 1 – Oszillationsprüfung	45
5.2.	Versuchsserie 2 – Bestimmung der Verarbeitungszeit.....	47
5.3.	Versuchsserie 3 – Bestimmung der Passgenauigkeit (Sulcus-Fluid-Flow).....	48
5.4.	Versuchsserie 4 – Bestimmung der Dimensionsgenauigkeit	50
5.5.	Versuchsserie 5 – Wiedergabegenauigkeit und Bestimmung linearer Maßänderungen	54
6.	DISKUSSION	58
7.	ZUSAMMENFASSUNG.....	61
8.	LITERATUR	62
	ANHANG	69
	DANKSAGUNG	85
	LEBENS LAUF	86

1. Einleitung

Der Abformung kommt im Rahmen einer zahnärztlich-prothetischen Behandlung eine entscheidende Bedeutung zu. Zahlreiche Untersuchungen weisen nachdrücklich auf diese bedeutsame Rolle der Abformung hin. Da sie am Anfang von Arbeits- und Werkstoffketten steht, stellt sie zumeist eine erste Fehlerquelle bei Passungenauigkeiten eines Gussstückes dar [34].

Für das Gelingen eines einzugliedernden Zahnersatzes sind aus zahnärztlicher und zahntechnischer Sicht unter anderem zwei Kriterien von entscheidender Bedeutung: das Dimensionsverhalten und die Detailwiedergabe einer Abformung [15]. Sind die Dimensionen präparierter Zähne nicht exakt wiedergegeben, kann z.B. eine angefertigte Brücke nicht in Sollposition gebracht werden. Gleichzeitig müssen Details im Kronenrandbereich so genau dargestellt werden, d.h. die primäre Passgenauigkeit muss optimal sein, so dass die Funktionstüchtigkeit der Arbeit langfristig gewährleistet ist.

Hierbei spielt der Einfluss von Feuchtigkeit auf die Genauigkeit einer Abformung eine große Rolle, da die Mehrzahl der Abformmaterialien als hydrophob einzustufen ist.

Diese Forderungen nach einer originalgetreuen Abformung führten zur Entwicklung verschiedener Versuchsaufbauten, die sich bisher vielfältig bewährt haben und mit deren Hilfe die genannten Parameter im Laborversuch überprüft werden können. Dies sind a) ein Urmodell, das sich zur Prüfung von Dimensions- und Detailwiedergabe einer Abformung im Laborversuch eignet [15] und b) ein von Uhlig 1997 entwickeltes Sulcus-Fluid-Flow-Modell, das den Einfluss von Feuchtigkeit bei der Abformung berücksichtigt [40].

Als eine Gruppe der elastomeren Abformmassen haben die Polyether seit ihrer Einführung um 1965 immer noch einen großen Anteil am Markt, weisen aber aufgrund ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften einige Nachteile auf. Zum einen ist hier die relativ lange Abbindephase zu nennen, die es in einigen Fällen schwierig macht, eine Abformung ohne Verwackeln und somit ohne Ausbildung endogener Spannungen im Material zu ermöglichen. Außerdem ist die lange Verweildauer des

Abformlöffels im Mund eine Unannehmlichkeit für den Patienten. Desweiteren führt das durch die große materialimmanente Akzeptanz von Feuchtigkeit bedingte exakte Anfließen an die Zähne (Hydrophilie) und die hohe Reißfestigkeit der abgebundenen Abformmasse zu zwei nachteiligen Punkten. Als erstes kann die fertige Abformung, v.a. wenn ausgeprägte Unterschnitte im Zahn- oder Kieferbereich vorhanden sind, häufig nur unter großen Schwierigkeiten aus dem Mund des Patienten entfernt werden. Das Zweite ist, dass sehr oft die Gipsmodelle bei der Entformung beschädigt werden, besonders bei grazil präparierten Zahnstümpfen. Als Letztes ist der sehr unangenehme Geschmack der Polyether als Nachteil zu nennen.

Die geplante Studie, die sowohl im Interesse der *Fa. Espe* als auch im wissenschaftlichen Interesse der Prothetischen Abteilung der Zahnklinik der Universität Gießen durchgeführt wurde, befasst sich nicht mit den geänderten Eigenschaften von Polyethern, sondern sollte anhand eingeführter Versuchsaufbauten die bei der Verwendung eines neu entwickelten Abformmaterials auf Polyetherbasis zur Abformung präparierter Zahnhartsubstanz zu erwartenden Dimensions- und Detailungenauigkeiten ermitteln und so die Unterschiede und Gemeinsamkeiten der Basiseigenschaften des neuen Materials zu dem Ursprungsprodukt herausstellen. Die erhaltenen Ergebnisse wurden außerdem mit denen ausgewählter markteingeführter Materialien verglichen. So sollten Rückschlüsse auf die Qualität und v.a. auf die klinische Tauglichkeit gezogen werden.

2. Literaturübersicht

Detailwiedergabe und Dimensionsgenauigkeit sind die beiden entscheidenden Parameter für das Erhalten einer exakten Reproduktion des abzuformenden Originals auch und gerade in der zahnmedizinischen Prothetik im Rahmen der Herstellung von Zahnersatz. Die Güte dieser beiden Eigenschaften ist die Voraussetzung für die primäre Passgenauigkeit und somit für die Funktionalität, die Langlebigkeit und – im Hinblick auf den Patienten – nicht zuletzt für den Tragekomfort einer prothetisch-restaurativen Arbeit.

2.1. Geschichte der Präzisionsabformung

Nach den ersten Abformversuchen und später auch studierten Abformmethoden mit Wachs, Gips und Zinkoxid-Eugenolpasten begann die eigentliche Präzisionsabformung vor rund 75 Jahren (1925) mit den Hydrokolloiden. Auch heute haben die Hydrokolloide noch ihren festen, wenn auch kleinen Anteil an den durchgeführten Präzisionsabformungen. Wegen des relativ großen Aufwandes nimmt die Zahl der Zahnärzte, die mit diesem Verfahren Abformungen herstellen, besonders unter den jüngeren aber immer weiter ab. Die etwas später eingeführten Polysulfide, welche als erste Elastomere für Abformzwecke und speziell für die Doppelmischtechnik konzipiert wurden [26], haben dagegen heute für die Präzisionsabformung nahezu keine Bedeutung mehr [9].

In den 50er Jahren wurde eine Materialklasse in die Dentalwelt eingeführt, die ursprünglich nicht für den Gebrauch im Mund bestimmt war: die K-Silikone (kondensationsvernetzend). Die großen Nachteile dieser Produkte waren und sind systemimmanente Schrumpfung (bei der Reaktion von Ethylsilikat mit den endständigen OH-Gruppen der Molekülketten wird Alkohol abgespalten und verdunstet (Kondensat)) und Hydrophobie.

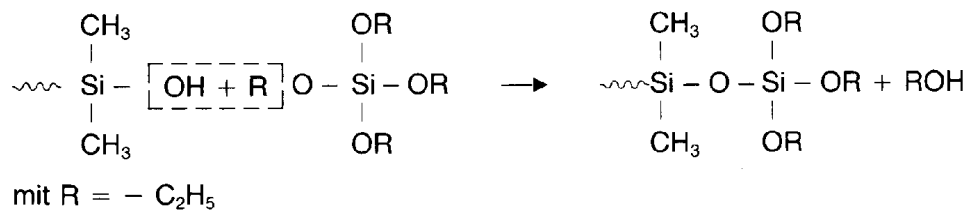


Abb. 1: Abbindereaktion kondensationsvernetzender Silikone

Etwa ein Jahrzehnt später wurde der Polyether eingeführt. Dabei handelt es sich um ein additionsvernetzendes hydrophiles Abformmaterial, das in den mechanischen Werten (z.B. Reißfestigkeit) den Hydrokolloiden und K-Silikonen weit überlegen ist und nahezu keine Schrumpfung aufweist (Additionsvernetzung setzt keine Nebenprodukte frei).

Erst weitere zehn Jahre später wurden Silikone in ihrer weiterentwickelten Form als Abformmaterialien eingesetzt. Bei diesen Silikonen besitzen die Kettenmoleküle der einen Komponente endständige Vinylgruppen, die der zweiten, ebenfalls pastösen Komponente seitliche SiH-Gruppen. In Gegenwart eines geeigneten Katalysators (organische Platin-Verbindungen) bilden sich Ethylbrücken zwischen den einzelnen Silikonmolekülen (\Rightarrow Additionsvernetzung, keine Abspaltung von Nebenprodukten) [26].

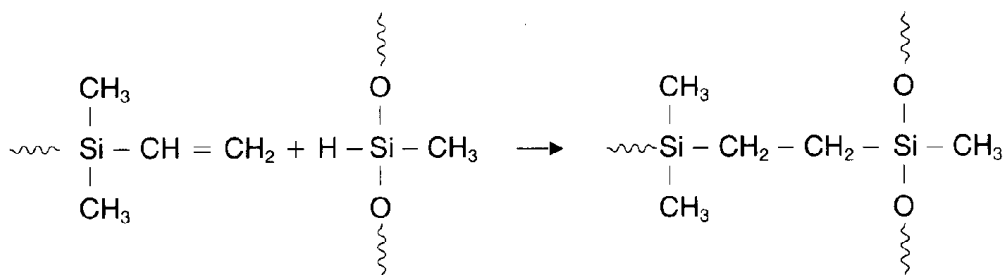


Abb. 2: Abbindereaktion additionsvernetzender Silikone

Die additionsvernetzenden A-Silikone waren aber immer noch hydrophob. Erst seit einigen Jahren gelingt es, die molekularchemisch bedingte Hydrophobie zu reduzie-

ren. Durch Zusatz von seifenähnlichen Molekülen (oberflächenaktive Tenside) steigt die Hydrophilie des abgebundenen Materials.

2.2. Polyether

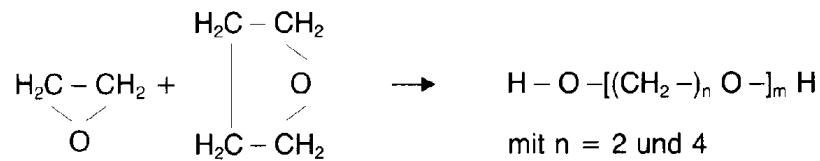
Polyetherabformmassen zeichnen sich wie die additionsvernetzenden Silikone durch hohe Zeichnungsschärfe und dimensionsgetreue Wiedergabe aus. Viele Studien, in denen immer wieder Polyether und andere Materialklassen auf ihre Dimensionsgenauigkeit hin verglichen wurden, zeigen immer wieder auf, dass sich diese beiden Materialklassen nicht signifikant unterscheiden [32, 41]. Polyetherabformmassen heben sich jedoch ganz besonders durch ihre Zuverlässigkeit bei der Abformung – auch in schwierigen klinischen Situationen – und die hohe Passgenauigkeit der fertigen Arbeit von anderen Materialklassen ab.

Die hohe Zeichnungsschärfe von Polyether lässt sich vor allem auf seine chemisch bedingte initiale Hydrophilie zurückführen, die auch das Anfließen an durch Speichel oder Blut benetzte Oberflächen erlaubt. Neben der Hydrophilie ist die besonders ausgeprägte Strukturviskosität des Polyethers für die hohe Zuverlässigkeit verantwortlich.

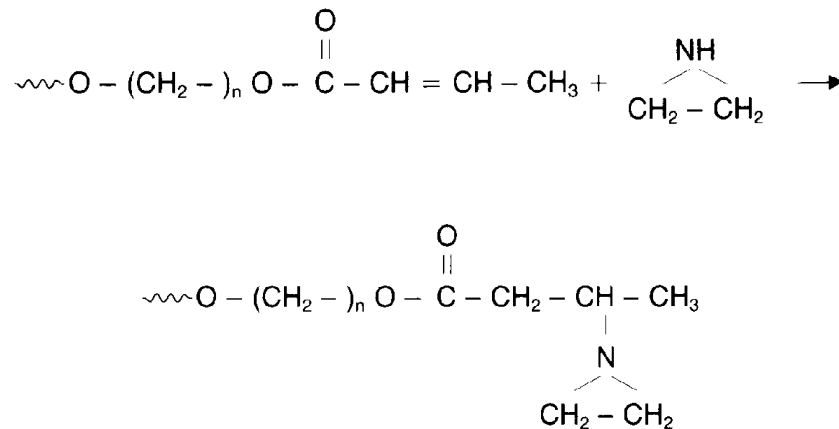
Die oben besprochenen Eigenschaften führen aber auch dazu, dass bei der Entnahme der Abformung zunächst ein durch das exakte Anfließen bedingter Saugeffekt überwunden werden muss, der die einfache Entnahme beeinträchtigt. Gleiches wird auch beim Entfernen der Modelle im Labor beobachtet.

2.2.1 Chemischer Hintergrund der Polyetherabformmassen

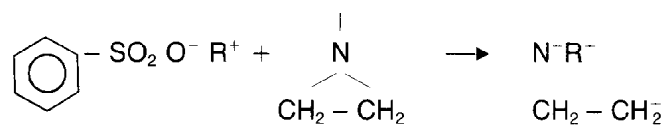
Ausgangspunkt der Abformmassen auf Polyetherbasis ist ein Copolymerisat aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran im Molekülverhältnis 1:1 und einem mittleren Molekulargewicht von 3600. Die Heterozyklen addieren sich unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen [26].



Die endständigen OH-Gruppen werden mit einer ungesättigten Säure (z.B. Crotonsäure) verestert. Die Doppelbindung dieser Säure vermag mit Ethylenimin zu reagieren, so dass die Molekülketten schließlich endständige Aziridin-Gruppen besitzen [26].



Ethylenimin ist als dreigliedriger alizyklischer Ring sehr reaktionsfreudig und spaltet leicht auf. Die Verbindung wird durch die katalytische Gegenwart von Säure (kationischer Mechanismus) zur Polyaddition veranlasst. Im Falle des Polyethers *Impregum*[®] enthält die Härterpaste einen Benzolsulfonsäureester,



dessen R^+ -Ionen die katalytische Funktion zur Ringspaltung und anschließenden Reaktion der bifunktionellen Moleküle untereinander übernehmen [26].

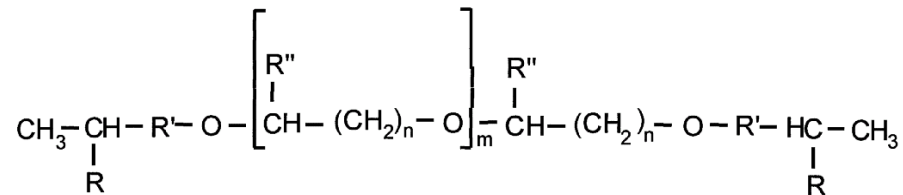


Abb. 3: Polyethermakromonomer, an den Kettenenden befinden sich die reaktionsfreudigen Ringgruppen, die mit R gekennzeichnet sind

Die geöffnete Ringgruppe wird selbst zum Kation und kann weitere Ringe angreifen und öffnen (Dominoeffekt). Bei jeder Ringöffnung verbleibt das öffnende Kation am Ende des Polyethermakromonomers und führt somit zu einer Kettenverlängerung [1].

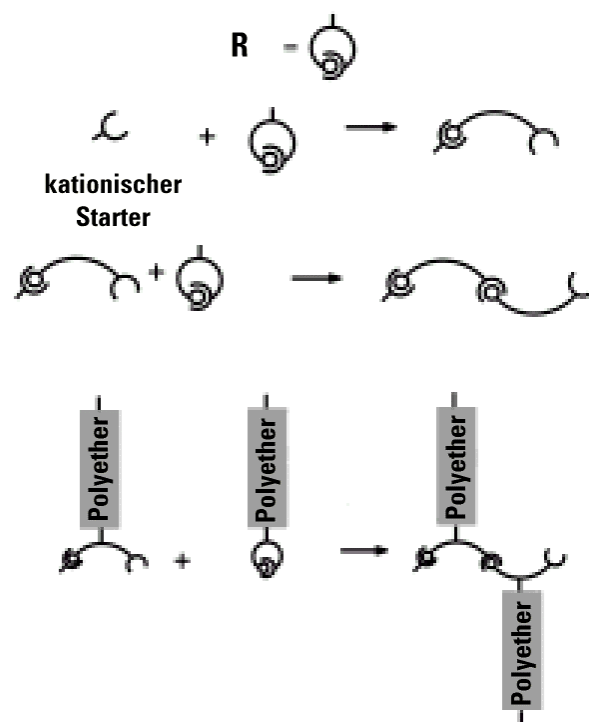


Abb. 4: Polymerisationsvorgang beim Abbinden des Polyethers

Anorganische Füllstoffe bewirken die hohe Steifigkeit der Abformung und tragen zur Dimensionsstabilität nach der Entnahme des abgebundenen Polyethermaterials bei.

Die Lagerzeitkontraktion des Polyethers ist sehr gering und der der additionsvernetzenden Silikone vergleichbar [26].

Die Weichmacher, die wie die anorganischen Füllstoffe sowohl in der Basis- als auch in der Katalysatorpaste enthalten sind, sind im wesentlichen für die Einstellung der Viskosität des unabgebundenen Materials verantwortlich.

Der Zusatz von Triglyceriden steigert das strukturvisköse Verhalten des Materials. Die Strukturviskosität beschreibt die Standfestigkeit bei gleichzeitig sehr guten Fließeigenschaften unter Druck. Aufgrund der identischen chemischen Basis können alle Polyether-Konsistenzen beliebig miteinander kombiniert werden. Ein chemischer Verbund nach der Aushärtung ist gewährleistet.

Polyethermaterialien sind neben den additionsvernetzenden Silikonen die wichtigsten Vertreter auf dem Gebiet der Hochpräzisionsabformmassen. Ihre natürliche, durch die Molekülstruktur bedingte initiale Hydrophilie kommt besonders bei der Abformung im Sulkusbereich, bei subgingivalen Präparationen, zum Tragen [14]. Durch diese Hydrophilie weist der Polyether ein exaktes Anfließverhalten auf. Dies erklärt auch die starke initiale Haftung der Polyetherabformmaterialien bei der Entformung.

2.2.2 *Hydrophilie*

Als hydrophil werden im Allgemeinen Materialien bezeichnet, die „wasserliebend“ sind. Aus chemischer Sicht lässt sich die Hydrophilie aus der Polarität des Wassers ableiten. Im Wassermolekül besteht ein großer Polaritätsunterschied zwischen Wasserstoff und Sauerstoff (Abb. 5). Trifft nun das Wasser auf andere polare Gruppen, lagert es sich dort entsprechend seiner Polarität an: alle polaren Moleküle sind somit hydrophil.

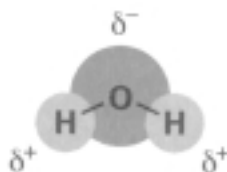


Abb. 5: Polares Wassermolekül

Ein bekanntes Beispiel für einen hydrophilen Abformwerkstoff ist das Hydrokolloid, dessen wesentlicher Bestandteil Wasser zusammen mit Agar-Agar, einem langkettigen Galactosepolysaccharid, abbundet. Hydrokolloide sind also von Natur aus hydrophil.

A-Silikone dagegen sind von ihrer chemischen Natur her – es handelt sich um mehr oder weniger apolare Kohlenwasserstoffketten – hydrophob [29].

Polyether ist neben den Hydrokolloiden das einzige Präzisionsabformmaterial, das über eine natürliche Hydrophilie verfügt. Diese wird durch die Molekularstruktur des Polyethers bestimmt. Der eigentliche Polyether besteht aus einer langen Kette alternierender Sauerstoffatome und Alkylgruppen ($\text{O}-[\text{CH}_2]_n$) – veranschaulicht am Beispiel eines Polyethermoleküls in Abb. 3 und Abb. 6. Durch den Polaritätsunterschied zwischen Sauerstoff und Kohlenstoff kann sich das ebenfalls polare Wasser an die polaren Polyetherketten anlagern (Abb. 6). Für die klinische Situation bedeutet dies, dass der Polyether auf Grund seiner hydrophilen Natur in einem ständig feuchten Milieu wie dem Mund selbst auch im Sulkusbereich optimal anfließen kann.

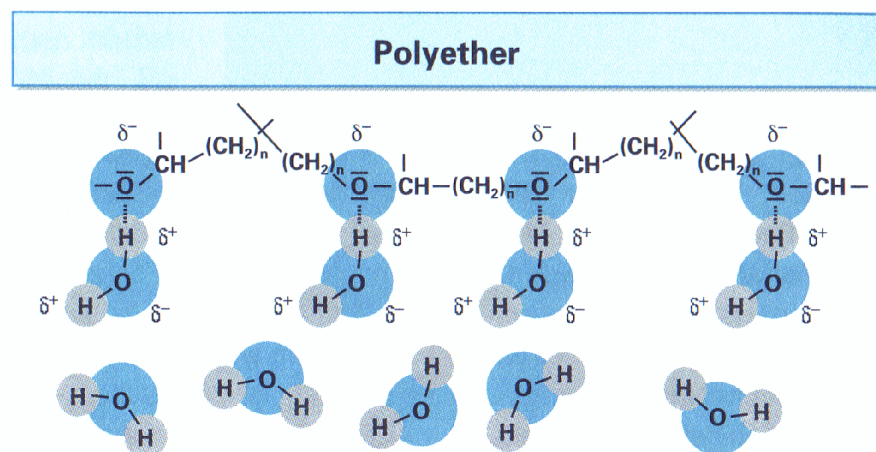


Abb. 6: Polare Wassermoleküle können sich an den polaren Gruppen des Polyethers anlagern

Diese initiale Hydrophilie des Polyethers – Hydrophilie im nicht abgebundenen Zustand – kann mit Hilfe der Liegenden-Tropfen-Methode gezeigt werden. Wird ein Tropfen Wasser an die Oberfläche von nicht abgebundenem Polyether gebracht, wird

dieser regelrecht angezogen und spreitet sofort auf der Oberfläche (Abb. 7). Im Gegensatz dazu stellt sich bei A-Silikonen typischerweise bei der ersten Berührung des Wassertropfens ein sehr hoher Kontaktwinkel ein. A-Silikone sind in dieser Phase regelrecht hydrophob (wasserabstoßend).

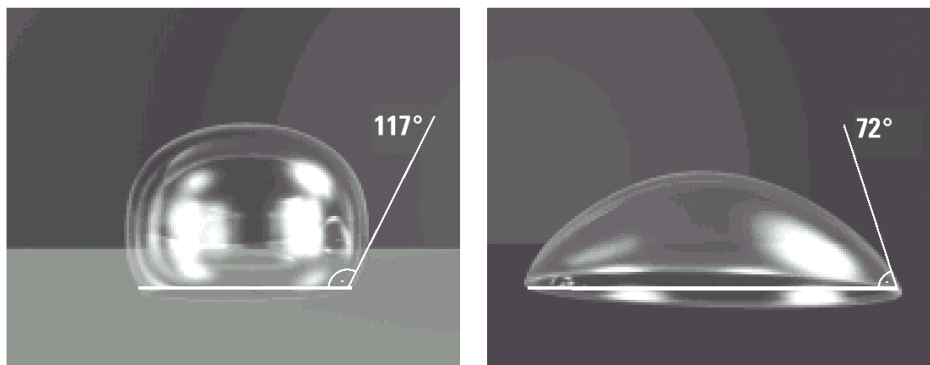


Abb. 7: Wassertropfen auf einem A-Silikon (links) und einem Polyether (rechts).

Obwohl Polyether hydrophil ist, konnte in verschiedenen Studien durch den Vergleich von A-Silikonen und Polyether nachgewiesen werden, dass die initiale Hydrophilie des Polyethers keinen Einfluss auf die Dimensionsstabilität durch Wasseraufnahme (z.B. bei der vorschriftsmäßigen Verwendung des Desinfektionsmittels) hat [8], [19], [30], [33], [39]. So beschäftigte sich G.H. Johnson, University of Seattle, in mehreren Studien mit den Dimensionsänderungen von Abformmaterialien nach Desinfektion mit verschiedenen Desinfektionsmitteln [5], [6], [12], [16], [17], [22], [23], [24]. Er stellte fest, dass sowohl die hydrophileren Polyether, als auch die additionsvernetzenden Silikone sich bei vorschriftsmäßiger Desinfektion unbeeindruckt zeigen von Dimensionsänderungen durch Feuchtigkeitsaufnahme. Andere Studien führten zu ähnlichen Ergebnissen [35], [36].

2.2.3 Snap Set-Verhalten

Unter dem Snap Set von Abformmaterialien versteht man den kurzen Übergang vom nicht abgebundenen in den abgebundenen Zustand, wie in Abb. 8 dargestellt. Aus

rheologischer Sicht lässt sich Snap Set durch den Übergang von einem plastischen zu einem elastischen Material beschreiben.

Plastizität beschreibt die Eigenschaft eines Stoffes, bei Einwirkung einer äußeren Kraft bleibende Verformung zu zeigen. Elastizität bedeutet, dass der Stoff nach der Deformation wieder in seinen ursprünglichen Zustand übergeht.

Während der Verarbeitungsphase sollte ein Abformmaterial vollständig plastisch sein, um ein optimales Anfließen zu ermöglichen. Mit dem Beginn der Abbindung bekommt das Material mehr und mehr elastische Eigenschaften, bis es nach dem Abbinden als nahezu vollständig elastisch beschrieben werden kann. Im abgebundenen Zustand sollte das Material auch wirklich elastisch sein, damit es sich nach Deformation bei der Entnahme wieder vollständig zurückstellt. Nach ISO 4823 wird eine Rückstellung von über 96,5 % gefordert [9].

Zeigt ein Abformmaterial schon während der Verarbeitungszeit elastische Eigenschaften, kann es zu Verspannungen im Material kommen, was zu ungenauen Abformungen führt.

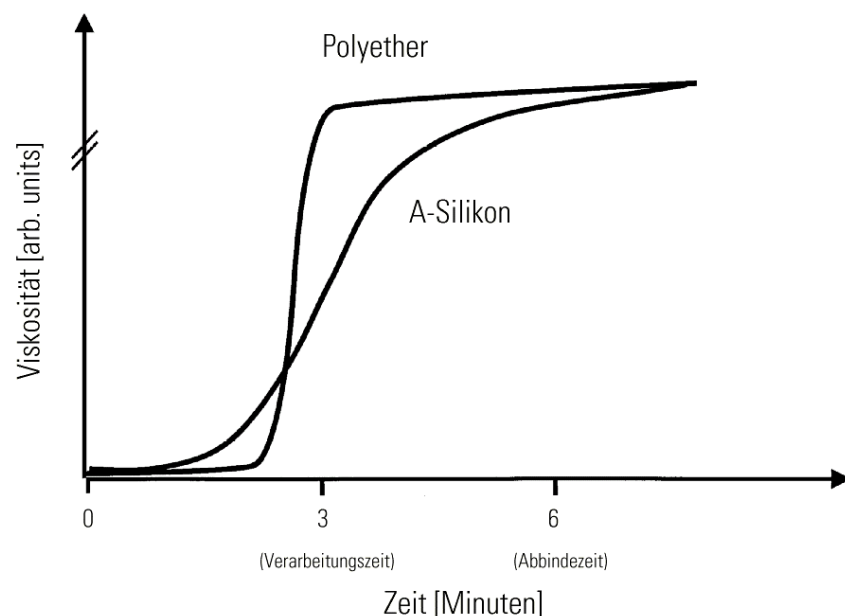


Abb. 8: Der kurze Übergang von Verarbeitungszeit in den abgebundenen Zustand, wie er für Polyether typisch ist, wird als *Snap Set* bezeichnet

Der Übergang zwischen plastischer und elastischer Eigenschaft des Materials sollte also in möglichst kurzer Zeit stattfinden, um Ungenauigkeiten in der Abformung zu vermeiden. Polyether zeichnen sich durch ein solches Verhalten aus. Bei Silikonen kommt es dagegen oft zu Vorvernetzungen, wodurch schon während der Verarbeitungszeit elastische Anteile zu beobachten sind. Ein Snap Set wie bei Polyethern wird hier nicht beobachtet [27]; der Übergang erfolgt weniger scharf.

2.2.4 *Strukturviskosität*

Die rheologischen Eigenschaften von Abformmassen haben einen großen Einfluss auf das Verhalten im klinischen Einsatz. Um diese Eigenschaften zu beschreiben, wird oft der aus der Rheologie kommende Begriff Thixotropie herangezogen. Bei genauerer Betrachtung stellt man aber fest, dass die Thixotropie aufgrund ihrer Definition die vorhandenen bzw. gewünschten Eigenschaften von Abformmaterialien nicht richtig beschreibt bzw. dass ein Thixotropieverhalten bei Abformmassen eher nicht erwünscht ist. Das bei Abformmassen erwünschte Verhalten wird durch die Strukturviskosität beschrieben. Nachfolgend werden die Begriffe Thixotropie bzw. Strukturviskosität erklärt.

Die Thixotropie eines Stoffes ist dadurch gekennzeichnet, dass bei konstanter Krafteinwirkung und zunehmender Versuchszeit die Viskosität abnimmt. Nach Wegnahme der äußeren Kraft baut sich die ursprüngliche Viskosität nach einer gewissen Zeit wieder auf. Unter Umständen kann eine beträchtliche Zeitverzögerung (Hysterese) bei der Ab- bzw. Zunahme der Viskosität vorliegen.

Ein sehr bekanntes Beispiel für eine thixotrope Flüssigkeit ist Ketchup. Bei längerem Schütteln oder Rühren nimmt die Viskosität des Ketchups ab. Erst nach einer gewissen Wartezeit nimmt die Viskosität wieder zu. Voraussetzung für die Thixotropie ist demnach, dass es sich um einen reversiblen Prozess handelt, der aber eine beträchtliche Zeitverzögerung aufweisen kann.

Ein thixotropes Abformmaterial würde also umso dünnflüssiger, je länger man es z.B. anmischt. Tatsächlich ist aber bei den Abformmaterialien ein strukturviskoses

Verhalten erwünscht. Strukturviskosität bedeutet, dass unter dem Einfluss einer zunehmenden äußeren Krafteinwirkung oder Schergeschwindigkeit die Viskosität abnimmt. Wird die Einflussnahme gestoppt, nimmt die Viskosität jedoch sofort wieder zu.

Ein Abformmaterial sollte genau diese Eigenschaft besitzen. Bei zunehmender Schergeschwindigkeit wie z.B. beim Umspritzen oder Einbringen des Löffels sollte die Viskosität abnehmen. Ist das Material aber ohne äußeren Einfluss, muss es rasch eine hohe Standfestigkeit aufweisen, um das Abfließen am Zahnstumpf oder aus dem Löffel zu verhindern.

Die strukturviskose Eigenschaft von Polyethern ist u.a. auf den Zusatz von Triglyceriden zurückzuführen. Die Triglyceride bilden durch den Kristallisationseffekt ein dreidimensionales Netzwerk, in das die eher dünnflüssigen Anteile der Abformmasse eingebunden sind.

Ohne Einfluss einer äußeren Kraft wird dem Polyether durch dieses dreidimensionale Netzwerk eine hohe Standfestigkeit verliehen (Abb. 9). Wird nun eine äußere Kraft auf das Material ausgeübt, richten sich die Kristalle gleichmäßig aus und die Fließfähigkeit nimmt zu bzw. die Viskosität ab (Abb. 10).

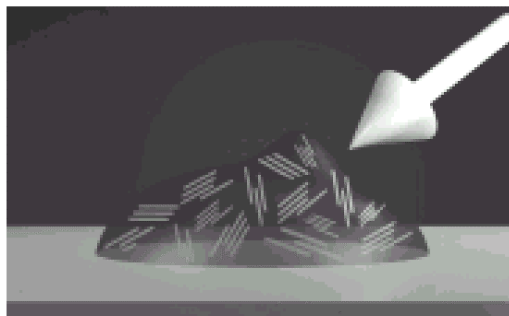


Abb. 9: Triglyceride im Polyether bilden durch den Kristallisationseffekt ein dreidimensionales Netzwerk, welches mit für die hohe Standfestigkeit des Polyethers verantwortlich ist

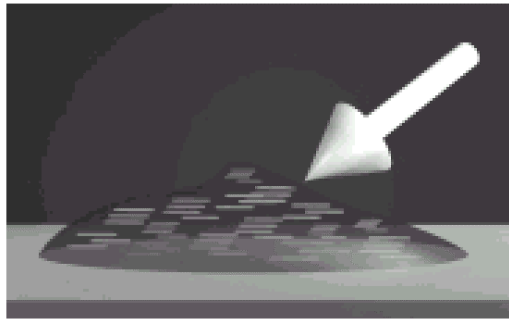


Abb. 10: Durch Ausübung einer äußeren Kraft richten sich die Kristalle aus und die Fließfähigkeit des Polyethers nimmt zu

Wird keine Kraft mehr ausgeübt, kann sich das dreidimensionale Netzwerk wieder ausbilden und das Material nimmt seine ursprüngliche Viskosität wieder ein (Abb. 11). Somit ist Polyether ein Abformmaterial mit besonders guten strukturviskosen Eigenschaften.



Abb. 11: Ohne Kraftausübung kann sich das dreidimensionale Netzwerk wieder ausbilden und der Polyether hat seine hohe Standfestigkeit wieder

Wie Abb. 12 zeigt, bestimmt während der Verarbeitungszeit das schwache Netzwerk, welches durch die oben beschriebenen Kristallisationseffekte ausgebildet wird, die Viskosität und Fließfähigkeit des Polyethers. Es resultiert also ein ideal plastisches Verhalten. Nach der schnellen Abbindephase bestimmt das starke Netzwerk, welches durch die Polymerisation entstanden ist, die Viskosität des Materials. Es zeigt jetzt ein optimales elastisches Verhalten.

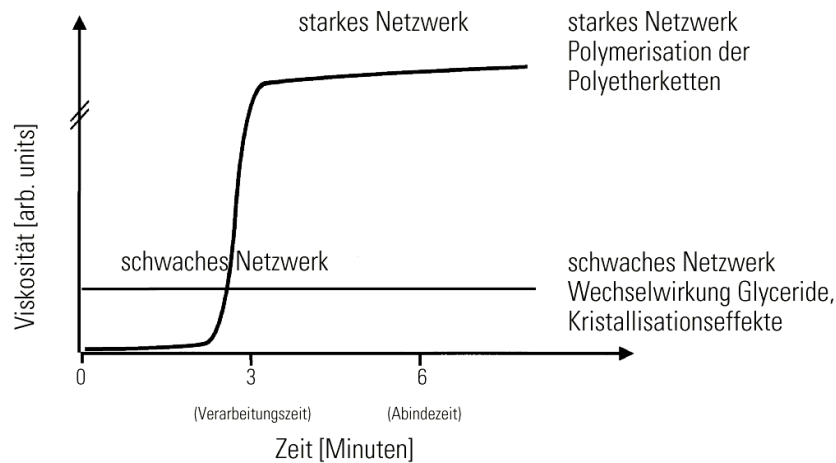


Abb. 12: Wechselwirkung zwischen starkem und schwachem Netzwerk ist verantwortlich für die Viskosität von Polyether

Bei der Beurteilung aller Studien, die sich mit Abformmaterialien der verschiedensten Arten beschäftigen, muss immer berücksichtigt werden, dass die klinischen Einflüsse auf das Ergebnis einer Abformung von erheblicher Bedeutung sind [44]. In einer klinischen Studie, in der zur Extraktion anstehende Zähne zunächst präpariert und abgeformt wurden, zeigte sich nach Bestimmung der Passgenauigkeit der auf den verschiedenen Modellen erhaltenen Gussobjekte mit Hilfe eines Messmikroskops, dass eine vorher von Dreyer Jørgensen [7] postulierte und labortechnisch erreichte Randschlussgenauigkeit von 50 μm mit keinem der geprüften Abformverfahren klinisch im Mittel realisiert werden konnte. Auch konnten die werkstoffkundlicherseits erfolgversprechenden Abformmaterialien in der klinischen Studie ihre guten Resultate nicht bestätigen.

3. Ziel der Arbeit

Die Weiterentwicklung zahnärztlicher Abformmaterialien stellt einen wichtigen Beitrag zur qualitativen Verbesserung von zahnärztlich-prothetischen Restaurationen dar. In dieser Studie sollte anhand eines semiklinischen Versuchs mit Hilfe eines Sulcus-Fluid-Flow-Modells zur Beurteilung der Abformung unter dem Einfluß von Feuchtigkeit und eines Urmodells zur Analyse des Dimensionsverhaltens das Verhalten weiterentwickelter Abformmassen gegenüber Feuchtigkeit in der Applikationsphase geprüft, die Auswirkungen auf die erzielbare Randschlussqualität und die Dimensionsänderungen der aus den Abformungen gewonnenen Restaurationen ermittelt werden. Weiterhin sollten werkstoffkundliche Eigenschaften durch rheologische Prüfungen und Hysterese-Untersuchungen in einer Universal-Prüfmaschine dargestellt sowie das Verhalten der Materialien bei der Desinfektion bestimmt werden.

4. Studienplanung und Durchführung

Zur Erreichung der o.g. Studienziele wurde eine In-vitro-Untersuchung mit fünf verschiedenen Versuchsserien durchgeführt. Für den Vergleich wurden mehrere Abformmaterialien unterschiedlicher Hersteller verwendet. Neben den Materialien aus der Impregum-Gruppe wurden vier Vertreter der additionsvernetzenden Siloxane (A-Silikone) untersucht.

4.1. Studienübersicht und Studienablauf

- | | |
|------------------|--|
| Versuchsserie 1) | <i>Oszillationsmessung und Rheometermessung</i>
a) Bestimmung der Kraft-Zeit-Kurve im Oszillationsversuch in einer hysteresefähigen Universalprüfmaschine.
b) Bestimmung der Viskosität-Zeit-Kurve im Oszillationsversuch in einem Stress-Rheometer.
[47] |
| Versuchsserie 2) | <i>McCabe-Rheometer</i>
Bestimmung der Verarbeitungszeit mit Hilfe des McCabe-Rheometers. |
| Versuchsserie 3) | <i>Sulcus-Fluid-Flow-Modell</i>
Bestimmung der Beeinträchtigung der Abformgenauigkeit eines Abformmaterials durch Sulcusflüssigkeit während der Abformung mit Hilfe eines Sulcus-Fluid-Flow-Modells [40]. |
| Versuchsserie 4) | <i>Modellversuch zur Bestimmung der Streckentreue von Abformung und Modell</i>
Ermittlung der bei der Verwendung eines neuen Abformmaterials zu erwartenden Detailwiedergabe und Fehler durch Di- |

mensionsänderungen mit Hilfe eines Urmodells mit genormten Pfeilerzähnen und definierten diametralen Messstrecken [15].

Versuchsserie 5) *Prüfung des Dimensionsverhaltens (Prüfung analog DIN/ISO 4823) nach Desinfektion*

Bestimmung der Wiedergabegenauigkeit und Dimensionsstabilität mit Hilfe eines Prüfblocks und einer Ringform nach DIN/ISO 4823 [10].

4.2. Geprüfte Materialien

Geprüfte Materialien		
	Materialgruppe	Abformart
Impregum Penta ESPE, Seefeld	Polyether	einphasig - einzeitig
Impregum Penta Soft ESPE, Seefeld	Polyether	einphasig - einzeitig
Impregum Penta H DuoSoft ESPE, Seefeld	Polyether	zweiphasig - einzeitig
Impregum Penta L DuoSoft ESPE, Seefeld	Polyether	
Aquasil Monophase Dentsply DeTrey, Konstanz	Additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan	zweiphasig - einzeitig
Aquasil ULV Dentsply DeTrey, Konstanz	Additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan	
Imprint II Quick Step Tray Material 3M Medica, Borken	Additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan	zweiphasig - einzeitig
Imprint II Quick Step Wash Regular Material 3M Medica, Borken	Additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan	

Tabelle 1: Geprüfte Materialien

In den Versuchsserien 1, 2 und 5 wurden jeweils die Einzelkomponenten untersucht, in den Versuchsserien 3 und 4 (für die Abformungen „*einzeitig-zweiphasig*“) wurden die einander zugehörigen Materialien (sh. Tabelle 1) in Doppelmischtechnik angewendet.

4.3. Durchführung der Untersuchung

4.3.1 Versuchsserie 1 - Oszillationsprüfung

Versuchsreihe 1a) – Oszillationsprüfung in einer Universalprüfmaschine

In einer Universalprüfmaschine Zwick 1454 (Kraftaufnehmer 20 kN) wurden in einem Abstand von 3 mm zwei plane Druckplatten montiert, mit einem Durchmesser von 30 mm für die obere und einem Durchmesser von 135 mm für die untere Druckplatte. Um das zu prüfende Material (ca. 6 ml) genau in der Mitte der unteren Druckplatte zu positionieren, wurden die Druckplatten auseinandergefahren (Abb. 13). Der Abstand der beiden Platten betrug in dieser Position 25 mm.



Abb. 13: Zwick-UPM, Beschickungsposition

Durch die hohe Anfahrgeschwindigkeit der Universalprüfmaschine (400 mm/min) und den geringen Abstand der beiden Druckplatten war es möglich, die Zeit zwischen Beschicken des Materials und Beginn der Prüfung kurz zu halten (Offset ca. 4 s). Die Messung startete nach dem Anfahren der Prüfposition (Abb. 14).

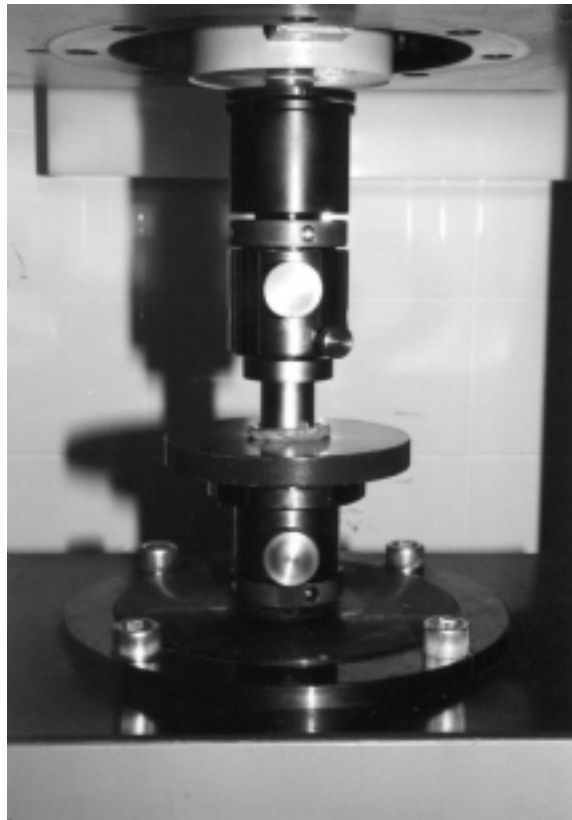


Abb. 14: Zwick-UPM, Prüfposition

Laut Versuchsanordnung war die Prüfmaschine so programmiert, dass die untere Platte mit einer Frequenz von 0,3 Hz um eine Gesamtstrecke von 0,2 mm um die Prüfposition oszillierte. In Prüfposition betrug der Abstand der beiden Druckplatten $3 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$. Als Ergebnis der Prüfung entstand ein Kraft-Zeit-Diagramm, welches daraus resultierte, dass an der Kraftmessdose der Universalprüfmaschine die für die Oszillation in der abbindenden Abformmasse nötige Kraft gemessen wurde und mit Hilfe eines XY-Schreibers gegen die Zeit aufgetragen wurde.

Die Anzahl der Oszillationszyklen wurde für jedes Material so groß festgelegt, dass die die Kraft-Zeit-Kurve einfassende Hüllkurve in einem Zeitraum von ca. 120 s keine Änderung mehr erfuhr.

Die Messungen erfolgten mit dem Zwick Hysteresepfrogramm Version 3.2 (09.09.96) auf der Basis des auszugsweise in Tabelle 10 im Anhang beschriebenen Parametersatzes.

Versuchsreihe 1b) – Oszillationsprüfung in einem Platte/Platte-Rheometer

In einem *Haake RS 80*-Stress-Rheometer wurde ein Sensor mit planer Fußplatte (PP20, Ø 20 mm) gegenüber einem Messteller montiert. Das Rheometer ermittelte vor jeder Messung automatisch den Nullpunkt, d.h. der Spalt zwischen Sensorplatte und Messteller betrug 0 mm, und fuhr dann in eine Beschickungsposition (Standby-Position) mit einem programmierten Abstand von 8 mm, um dann ca. 2 ml des zu prüfenden Abformmaterials aufzunehmen. Danach fuhr der Messteller in Prüfposition, so dass die gesamte Sensorplatte in die Abformmasse eintauchte, der Messspalt zwischen Sensorplatte und Messteller betrug 0,5 mm (Abb. 15).

Die Zeit zwischen dem Beschicken des Messtellers und dem Erreichen der Prüfposition betrug ca. 20 Sekunden. Diese Zeit konnte bedingt durch den technischen Aufbau und die Steuerungssoftware des Stress-Rheometers (*Haake Rheowin Pro Vers. 2.0*) nicht kürzer eingestellt werden.

Bei einer konstanten Schubspannung τ von 600 Pa und einer Oszillationsfrequenz von 0,464 Hz wurde die Messung durchgeführt, das Ergebnis wurde mit Hilfe der RheoWin-Software in einer Datei abgespeichert. Wie bei der Universalprüfmaschine musste für jedes Material die Zeit t vom Beginn bis zum Ende der Messung so gewählt werden, dass die Kurve für die komplexe Viskosität η^* bzw. für das Speichermodul G' für ca. 120 s keine Veränderung mehr erfuhr. Die Messung war beendet mit dem Auseinanderfahren der Messplatten.

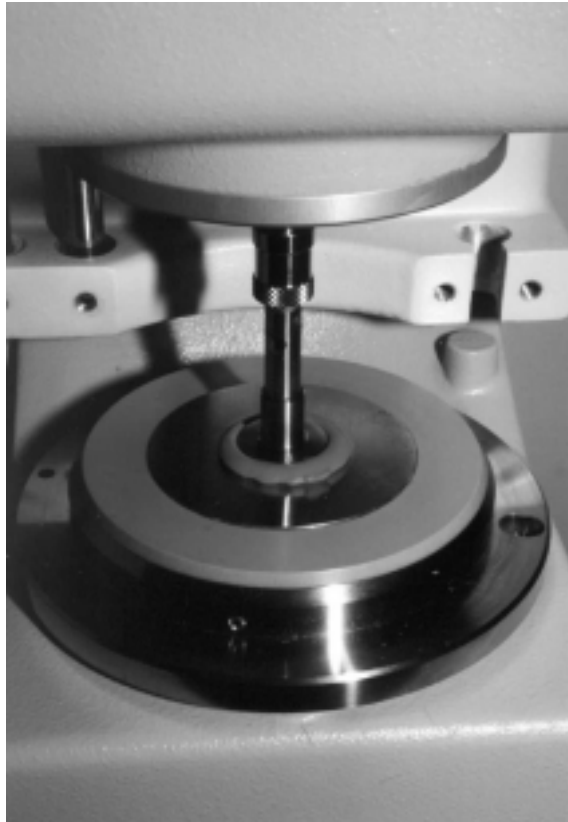


Abb. 15: Haake-Rheometer, Prüfphase

Die Temperiereinheit (*Peltier Element Haake TC-81*) des Stress-Rheometers wurde auf die Umgebungstemperatur (Raumtemperatur Maschinenraum) von 26°C eingestellt, damit die Ergebnisse der Versuchsserien 1a) und 1b) vergleichbar waren.

4.3.2 Versuchsserie 2 – Bestimmung der Verarbeitungszeit (*McCabe-Rheometer*)

Das Rheometer nach McCabe dient zur Feststellung der Verarbeitungszeit. Das Gerät besteht aus (Abb. 16):

- ♦ einer Grundfläche des Instrumentes
- ♦ Gleitspur
- ♦ Sockel mit Rillenfläche für Probekörper

- ♦ 2 Polymer-Gleitblöcken
- ♦ Lochprüfplatte (mit 36 Löchern)
- ♦ Pass- und Sicherungstiften
- ♦ Messuhrhalterung
- ♦ Messuhr (Mitutoyo, Japan), aus der die Rückstellfeder entfernt wurde, so dass eine kraftlose Messung erfolgen konnte
- ♦ Computer mit dem LVDT kompatibel und dazugehöriger Einrichtung

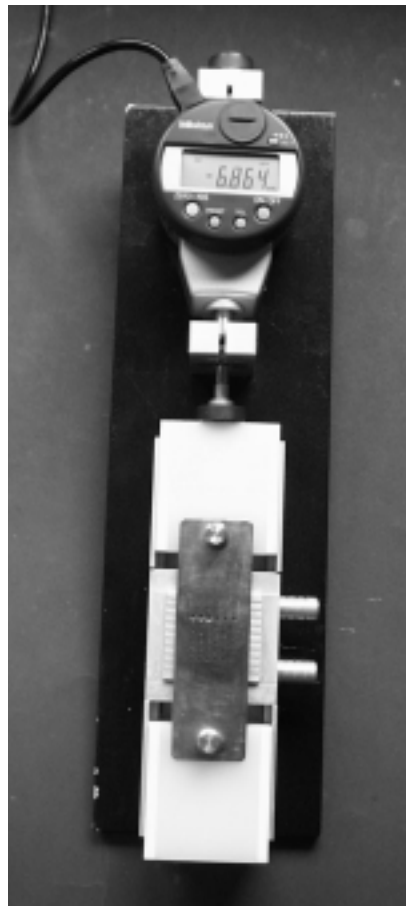


Abb. 16: McCabe-Rheometer

Die Messuhr wurde über ein Dateninterface (Mitutoyo, Japan) mit einem Personal Computer verbunden. Die Messung erfolgte mit einem an der Universität Gießen eigens zu diesem Zweck entwickelten Messprogramm, das eine Zeit-Weg-

Schreibung der Auslenkung der Messuhr erlaubt. Die Messung erfolgte entsprechend den Empfehlungen der ISO Draft 4823.

Vorgehensweise:

Bei Abformmassen mit einer vorgegebenen Verarbeitungszeit von 3 min oder weniger sollte die Prüfung 60 s bis 90 s nach Mischbeginn starten. Eine Probe von ca. 2 ml Paste wurde in die Mitte der oberen Platte des Rillenprüfblocks aufgebracht. Die Lochplatte wurde in die Mitte der Einzelprobe aus Abformmasse eingedrückt, bis die Unterseite an beiden Enden der Platte die obere Fläche der Polymergleitblöcke berührte, so dass die gemischte Paste durch mindestens 28 der 36 Löcher herausgepresst wurde. Die Löcher der Haltestifte in der Lochplatte wurden mit den Löchern für die Stifte in den Gleitblöcken ausgerichtet und die Haltestifte zur sicheren Befestigung der Probekörper während des Prüfungsverlaufs eingesetzt (Abb. 17). Die erhaltenen Messdaten wurden direkt vom Computer verarbeitet und angezeigt. Die Software wurde so eingestellt, dass alle 500 ms eine Messung stattfand. Durch Fingerdruck auf den unteren Gleitblock wurde der Aufbau von Gleitblock/Lochplatte um 0,25 mm verschoben. Unmittelbar nach erfolgter Verschiebung wurde der Druck mit dem Finger aufgehoben. Dieses Verfahren wurde im Abstand von 15 s solange wiederholt, bis die graphische Darstellung des Computers zum erstenmal ein Anzeichen einer elastischen Rückstellung nach Verformung aufwies. Das Gerät wurde wieder auf Null gestellt. Als Ende der effektiven Gesamtverarbeitungszeit wurde die Ablesung angegeben, die 15 s vor der ersten Anzeige der Wiedererlangung der elastischen Eigenschaften des Probekörpers vorgenommen wurde. Diese Prüfung entspricht dem Normentwurf ISO/FDIS 4823 für Abformmaterialien. Um allerdings Vergleichsmöglichkeiten zu den Versuchsserien 1a und 1b zu gewährleisten, wurden die Messungen bei einer Temperatur von 26°C durchgeführt.

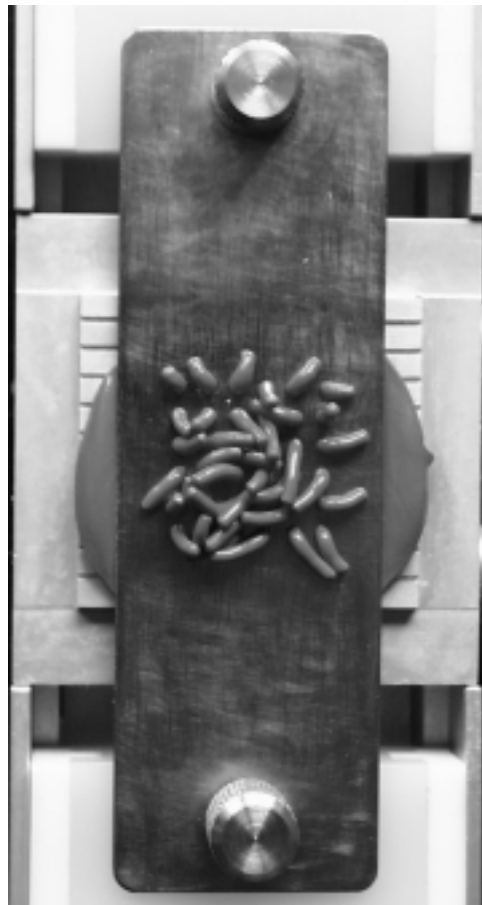


Abb. 17: McCabe-Rheometer, Prüfphase

4.3.3 Versuchsserie 3 – Bestimmung der Passgenauigkeit mit Hilfe des Sulcus-Fluid-Flow-Modells

Das verwendete Modell bestand aus drei Anteilen, deren Aufbau und Funktionsweise im folgenden kurz beschrieben werden sollen.

Zwei Prüfkörper mit einem Konvergenzwinkel von 6° und einer zervikalen Stufe von 33° zur Imitation einer Präparationsgrenze nach den Vorschlägen von Marxkors [25], die in ihren relevanten Bereichen wie Durchmesser, Höhe, Konvergenz, Material und Gestaltung identisch waren, imitierten jeweils einen präparierten Zahnstumpf. Einer der beiden Stümpfe diente als Kontrollstumpf. Um Verwechslungen zu vermeiden, war an einem Stumpf im okklusalen Bereich eine Markierung angebracht. Die beiden

idealisierten Zahnstümpfe (Prüfkörper) waren formschlüssig in einen Messingblock, der die Modellbasis darstellte, eingepaßt. Dabei war die Modellbasis so gestaltet, dass eine 2 mm subgingival liegende Präparationsgrenze in einem 3 mm tiefen Sulkus simuliert wurde. Der Modellsulkus dieses künstlichen „Parodontiums“ des einen Zahnstumpfes war so dimensioniert, dass er einem durch einen Retraktionsfaden erweiterten natürlichen Sulkus entsprach. Der zweite „Zahnstumpf“ war prinzipiell genauso gestaltet, jedoch befand sich in der Aussenwandung des „Parodontiums“ eine Rinne, die das offene Ende eines Zulaufsystems darstellte. Der Versuchsaufbau wies somit an einem der idealisierten Zahnstümpfe die Simulation eines „feuchten“ Sulkus auf, während der zweite Prüfkörper einen Zahn in einem „trockenen“ Sulkus darstellte. Komplettiert wurde die Versuchsanordnung durch ein Zulaufsystem, welches dem einen Zahnstumpf kontinuierlich eine definierte Menge einer Flüssigkeit zuführte. Aus Bohrungen, die mit der Rinne des feucht zu haltenden Zahnstumpfes verbunden waren, förderte ein Perfuser eine der klinischen Situation vergleichbare Menge Flüssigkeit von 5 ml/h. Als Flüssigkeit wurde Plasmaexpander (*Plasma steril, Fresenius*) verwendet, der den rheologischen Eigenschaften von Blut weitgehend entspricht. Echtblut (Blutkonserven, Rinderblut) schied aus Gründen der schwierigen Verarbeitung und ungenügenden Standardisierung aus.

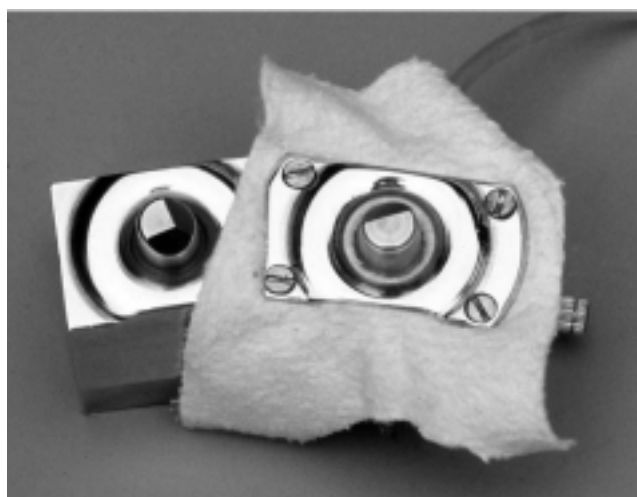


Abb. 18: Versuchsmodell mit aufgeschraubter Deckplatte vor dem Entfernen der überschüssigen Membrananteile

Eine semipermeable Membran aus einem Lederfließ (dieses hatte sich nach zahlreichen Vorversuchen als besonders geeignet herausgestellt) ahmte das Verhalten der feuchten Gingiva so nach, dass der Durchtritt von Flüssigkeit bei leichtem Druck möglich war, gleichzeitig wurde aber verhindert, dass das Leder in Wechselwirkung mit den Abformmaterialien trat.

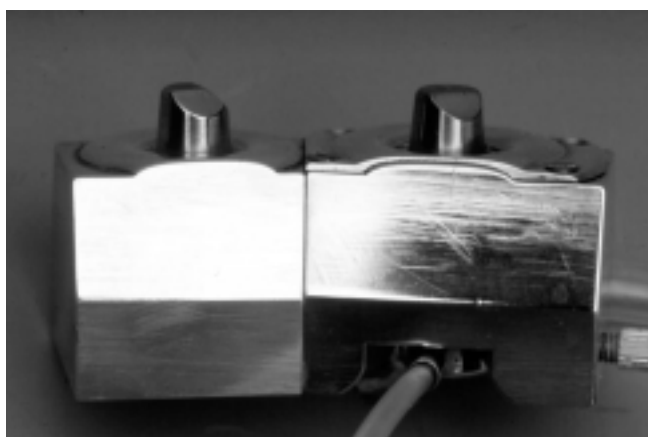


Abb. 19: Modell fertig zur Abformung

Alle Versuche wurden in Laborräumen mit konstanter Luftfeuchtigkeit von 50% und einer Raumtemperatur von 20°C – 22°C durchgeführt, wobei die Materialien nach Herstellerangaben verarbeitet wurden. Die Abformung und der folgende Abbindevorgang erfolgten bei Raumtemperatur. Als Abformlöffel dienten – je nach Anforderungsprofil des zu prüfenden Abformmaterials – Serienlöffel (Aesculap Jescoform Nr. 2) in unperforierter Ausführung, die, da es sich hierbei nur um einzeitige Abformungen handelte, mit PMMA (3 mm Wandstärke) modifiziert wurden.

Das Modell wurde mit den zu prüfenden Materialien und Verfahren abgeformt. Da der trockene und der flüssigkeitsumspülte Stumpf gleichzeitig erfasst wurden, enthielt eine Abformung jeweils die Lumina zweier abgeformter Stümpfe. Nach einer Lagerzeit von einer Stunde wurde die Abformung mit Superhartgips Typ IV (*Fuji-Rock, GC-Corp., Tokio, Japan*) ausgegossen. Der Gips wurde entsprechend

den Angaben des Herstellers¹ exakt dosiert und angemischt, um reproduzierbare Modelleigenschaften zu gewährleisten. Auf den so erhaltenen Modellen wurden die Präparationsgrenzen freigelegt und nach einer 7-tägigen Lagerzeit Messköppchen aus Phantommetall (*Degussa-Hüls*, Hanau) angefertigt. Um gusstechnische Fehler auszuschließen, wurden jeweils die zwei Modellationen, die aus einer Abformung gewonnen wurden, in einer Muffel gegossen. Zur Ermittlung der maximalen marginalen Diskrepanz wurde die Passgenauigkeit auf dem jeweiligen Originalstumpf an jeweils 6 Referenzstellen ermittelt. Als Messinstrument diente ein Messmakroskop (*Leitz*, Wetzlar) mit einer Messgenauigkeit von $\pm 10 \mu\text{m}$ mit EDV-gestützter Datenaquisition.

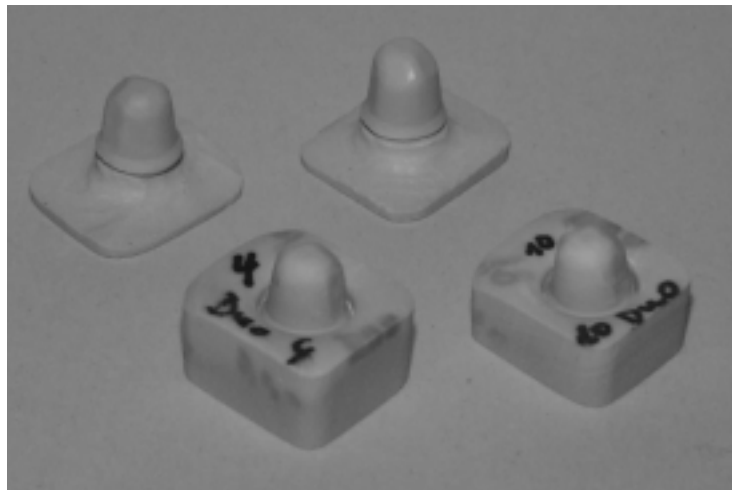


Abb. 20: Gipsstümpfe, Präparationsgrenzen freigelegt (oben)

¹ 100 g Gips / 20 ml Aqua dest.; 45 s anmischen unter Vakuum

4.3.4 Versuchsserie 4 – Bestimmung der Dimensionsgenauigkeit mit Hilfe eines Urmodells

Zur Prüfung transversaler Abstände mehrerer abzuformender Präparationen hat sich folgendes Urmodell bewährt: Es besteht aus vier plangeschliffenen Metallpfeilern aus einer Chrom-Kobalt-Molybdänlegierung. Okklusal sind diese mit einer zentrischen Bohrung versehen, die zur Ermittlung der Pfeilerstrecken dient. Zusätzlich weist jeder Pfeiler zwei zirkulär definierte Rillen auf, die zur Beurteilung des Detaildarstellungsvermögens der jeweiligen Abformmassen dienen. Der Prüfkörper wurde der klinischen Situation soweit angenähert, indem in diesem Modell noch Gaumen, Seiten- und Frontzähne auf Epoxydbasis verwendet wurden. Dieses Material eignet sich gut zur Abformung von additions- und kondensationsvernetzenden Silikonen und Abformmaterialien auf Polyetherbasis.

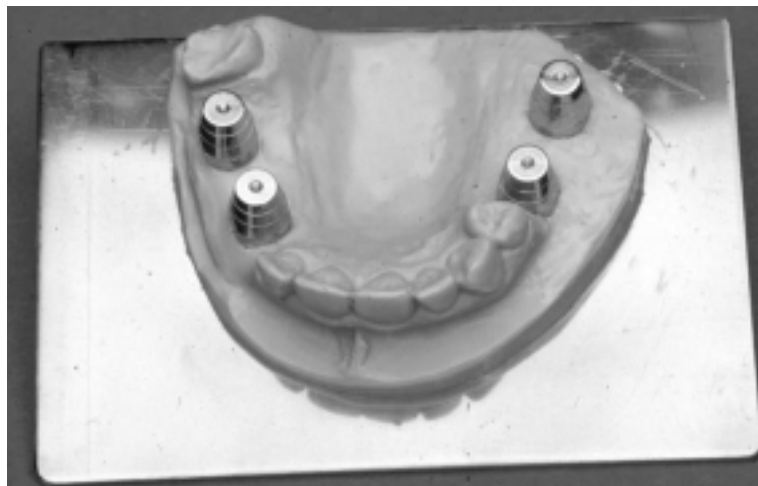


Abb. 21: Urmodell mit vier genormten Pfeilern und einer Epoxidmaske

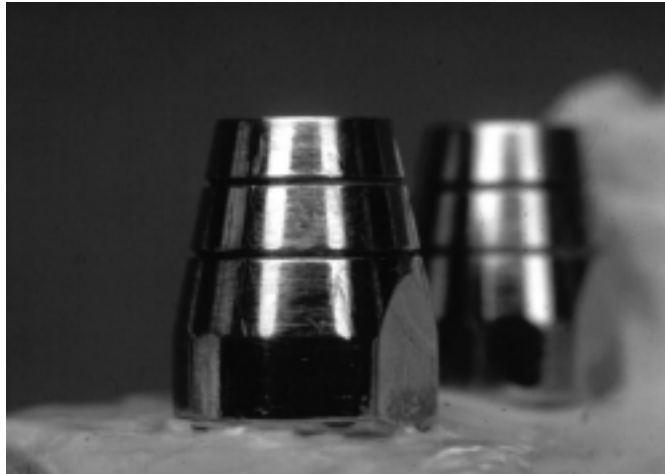


Abb. 22: Versuchsmodell, Stumpf mit Messflächen

Das Modell wurde mit den zu prüfenden Materialien und Verfahren abgeformt (Tabelle 1) und die Abformungen nach einer Stunde mit Typ-IV-Gips (*Fuji-Rock, GC-Corp., Tokio, Japan*) ausgegossen. Die gleichbleibende Gipsqualität und Anrührmethodik entsprach einem standardisierten Verfahren nach Herstellerangabe². Die so erhaltenen Modelle wurden nach einer mindestens 7-tägigen Lagerzeit [11] zur Messung auf einem Meßtisch fixiert. Mit Hilfe eines Libellensystems, welches auf den vier Stumpfokklusalfächen ausgerichtet wurde, konnten die Modelle in eine horizontale Lage gebracht und in dieser Lage fixiert werden, so dass Messungenauigkeiten durch Parallaxe ausgeschaltet werden konnten. Die Massänderungen der Stümpfe sowie zusätzlich von 6 diametralen Strecken wurden mit dem Messmakroskop (*Fa. Leitz, Wetzlar*) bestimmt. Die ermittelten Werte wurden mit denen des Urmodells verglichen.

Zur Beurteilung der Detaildarstellung wurde die Erkennbarkeit der Rillen auf den Pfeilern der Modelle in drei Graduierungen (exakt, mit Mängeln, ungenau) aufgeteilt und protokolliert.

² 100 g Gips / 20 ml Aqua dest.; 45 s anmischen unter Vakuum

4.3.5 Versuchsserie 5 – Wiedergabegenauigkeit und Bestimmung linearer Maßänderungen

Die Bestimmung linearer Maßänderungen und der Wiedergabegenauigkeit erfolgte gemäss der ISO/FDIS 4823 [10] mit einem Prüfblock aus rostfreiem Stahl. Im Prüfblock waren zwei Querrillen mit definiertem Abstand eingefräst (Sollwert 25 mm). Zur Ermittlung der Wiedergabegenauigkeit waren zusätzlich drei Längsrillen verschiedener Tiefen (75 μm , 25 μm , 50 μm) im Prüfblock eingebracht. Eine abnehmbare Ringform diente zur spannungsfreien Entnahme der Prüfkörper.

Alle Versuche wurden in Laborräumen mit konstanter Luftfeuchtigkeit von 50% und einer Raumtemperatur von 20°C – 22°C durchgeführt. Die Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet. Der Prüfblock wurde unmittelbar vor jeder Abformung im Wasserbad zehn Minuten lang vorgewärmt, um die Abformbedingungen bezüglich der Reaktionsgeschwindigkeit und den thermischen Dimensionsänderungen der Mundhöhle weitgehend anzupassen. Der nun folgende Abbindevorgang erfolgte im Wasserbad mit einer konstanten Temperatur von $35 \pm 1^\circ\text{C}$.

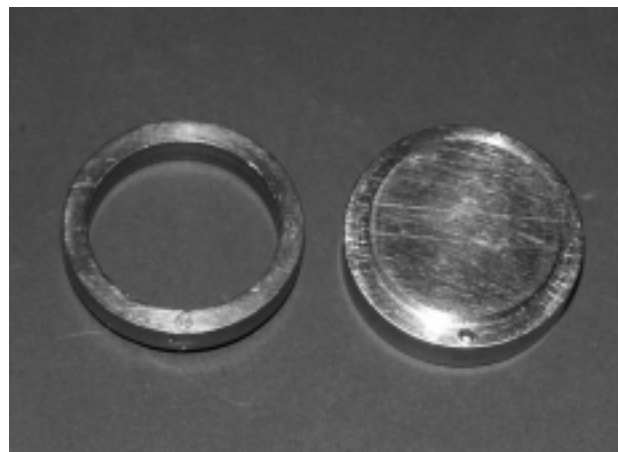


Abb. 23: Ringform (links) mit Prüfblock (rechts)

Die Ringform wurde vor jeder Beschickung mit einem Trennmittel (Vaseline) eingefettet, der Prüfblock gereinigt, mit Alkohol entfettet und die Ringform dem Prüfblock aufgesetzt. Nach dem Anmischen des Abformmaterials entsprechend den Herstellerangaben erfolgte das Aufbringen der Abformmasse auf den Prüfblock im Überschuss (Statikmischer, Spatel). Auf die Ringform wurde eine Glasplatte aufgedrückt und mit einem Gewicht beschwert, so dass sich überschüssiges Material aus der Form drückte und die Platte in Kontakt mit der Form kam. Der Formaufbau für den Probekörper wurde in das Wasserbad eingebracht und verblieb dort für die Dauer der in der Gebrauchsanweisung des Herstellers empfohlenen Mindestzeit zur Bildung eines Abdrucks in der Mundhöhle. Nach dem Ende der Abbindezeit erfolgte die vorsichtige Trennung der Glasplatte vom Prüfblock, wobei jegliche Verformung des Prüfkörpers vermieden wurde. Unmittelbar danach wurde die Abformung vom Prüfblock getrennt.



Abb. 24: Prüfblock im Messmakroskop

Nach Entfernen der Feuchtigkeit wurde der Probekörper mit einem beleuchteten Vergrößerungsglas untersucht. Direkt im Anschluss erfolgte die Messung mit Hilfe eines Messmakroskops der Fa. Leitz, Wetzlar. Dabei wurde der Abstand von der

rechten Kante der ersten Querrille bis zur rechten Kante der zweiten Querrille gemessen. Die ermittelten Werte wurden mit dem zuvor am Prüfmodell bestimmten Abstand verglichen.

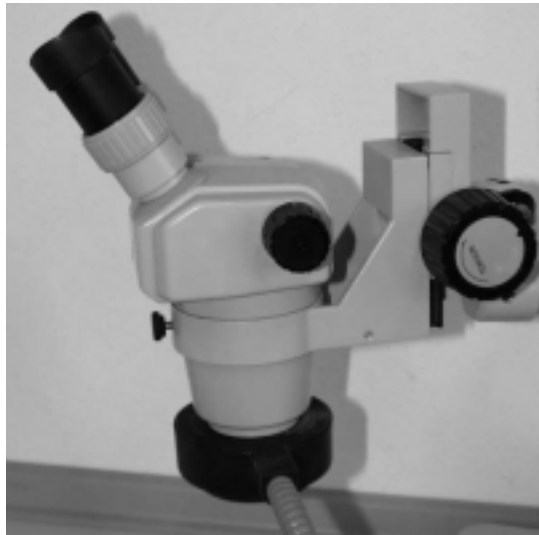


Abb. 25: Stereolupe zur Beurteilung der Rillendarstellung

Zur Beurteilung der Darstellbarkeit wurde die Erkennbarkeit der drei Rillen definierter Schnitttiefe auf dem Prüfblock betrachtet. Als „erkennbar“ wurde dann eine Rille bewertet, wenn sie unter Schrägwinkelbeleuchtung bei einer sechsfachen Vergrößerung mit einer Stereolupe (*Fa. Leitz, Wetzlar*) durchgängig und ununterbrochen erkennbar war (ISO 4823).

4.4. Statistische Analyse

4.4.1 Fallzahlplanung

Da die zur Erkennung statistisch signifikanter Unterschiede zwischen den Materialien und Verfahren notwendige Anzahl von Prüfkörpern von der Streuung der Messergebnisse und den Unterschieden zwischen den einzelnen Materialien abhängt, wurden für die Versuchsserien 1a und 1b zunächst 5 Einzelmessungen mit den jeweiligen Materialien durchgeführt, da in anderen Untersuchungen mit diesen Prüfungsanordnungen die Reproduzierbarkeit dieser Methoden als ausreichend gut beurteilt wurde. Da nach Ansicht und Überprüfung der erhaltenen Messwertkurven davon ausgegangen werden konnte, dass eine Erhöhung der Prüfkörperzahl unter den gleichen Randbedingungen zu keinen prinzipiell anderen Ergebnissen führen würde, wurde auf eine Aufstockung der Probenzahl verzichtet.

Fünf durchgeführte Messungen in der Versuchsserie 2 (McCabe-Rheometer-Messung) ließen auf eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse schließen, so dass hier auf weitere Versuche verzichtet wurde.

In der 3. Versuchsreihe wurden zunächst 5 x 2 Prüflinge (trocken und feucht) pro Serie hergestellt und geprüft, so dass eine Abschätzung der Streuung und der Unterschiede erfolgen konnte. Da feuchte und trockene Prüfkörper immer zusammen abgeformt wurden (Versuchsaufbau), waren die Stichproben verbunden, so dass primär mit einer vergleichsweise geringen Prüfkörperzahl (5 statt der sonst in werkstoffkundlichen Untersuchungen oftmals gebrauchten 10 Prüfkörper) gearbeitet werden konnte. In Anbetracht des erheblichen Versuchsaufwandes und der verbundenen Stichproben erschien deshalb primär diese Anzahl der Probekörper angemessen und sinnvoll und wurde auch durch die erhaltenen Ergebnisse bestätigt.

Zur semiklinischen Prüfung der Dimensionsgenauigkeit wurden in der Versuchsreihe 4 zunächst 10 Abformungen vom Prüfmodell genommen und die so erhaltenen Modelle nach den gegebenen Kriterien ausgewertet. Eine weitere Erhöhung der Fallzahl erschien nicht sinnvoll, da nach Auswertung keine signifikanten Unterschiede erkennbar waren und ggf. dennoch vorhandenen Abweichungen nach Aufstockung der Prüfkörperzahl klinisch keine Bedeutung mehr zugekommen wäre.

Für die Überprüfung der Dimensionsstabilität und der Wiedergabegenauigkeit mit dem Prüfblock und der Ringform wurden von jedem Abformmaterial 10 Probekörper nach Vorschrift hergestellt, von denen jeweils 5 für die Verweilzeit in ein Desinfektionsbad (Impresept, *Espe*) gelegt wurden.

4.4.2 *Auswertung*

Die erhobenen Daten, die von der EDV des jeweiligen Prüfgerätes erfasst wurden, wurden zunächst statistisch deskriptiv in Tabellenform analysiert. Die statistische Bearbeitung erfolgte ausnahmslos mit Personal Computern unter Zuhilfenahme des Programms SPSS Win 8.0 [38] sowie des Tabellenkalkulationsprogramms Excel 2000 [31].

4.4.3 *Statistische Methoden*

Da bei den Serien für die einzelnen Zeitwerte in der Versuchsserie 1 von einer Normalverteilung der erhaltenen Ergebnisse ausgegangen werden konnte, wurden zunächst die Mittelwerte der jeweiligen Zeitwerte miteinander verglichen und als Boxplot-Diagramm dargestellt. Für die Auswertung der anderen Versuchsreihen wurde für den Vergleich der Abformverfahren bzw. der Lagerung der Prüfkörper auch auf den nicht-parametrischen Mann-Whitney-U-Test [37] zurückgegriffen.

4.5. Bearbeitung der Daten

4.5.1 Versuchsserie 1 - Oszillationsprüfung

1a) Oszillationsprüfung in einer Universalprüfmaschine

Die an der Kraftmessdose der Zwick-Universalprüfmaschine gemessenen Werte wurden direkt in die EDV der Maschine eingelesen und verarbeitet, so dass das Programm direkt eine Kraft-Zeit-Kurve auf den Bildschirm aufzeichnen konnte, die nach jedem Probendurchlauf ausgedruckt wurde. Die erhaltenen Kurven wurden anhand der Prüfvorschrift Oszillationsprüfung [42] ausgewertet und zunächst manuell in eine Excel-Tabelle erfasst, die anschließend in das Statistik-Programm SPSS eingelesen werden konnte.

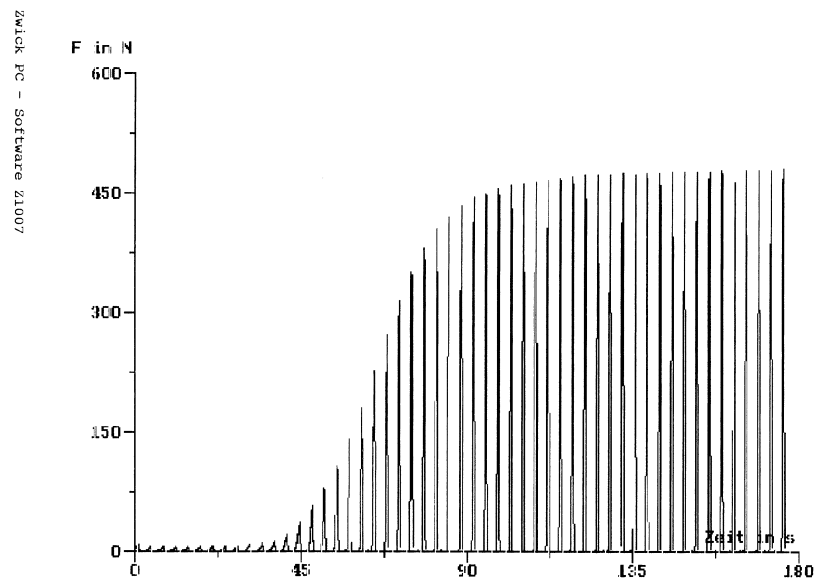


Abb. 26: Zwick-UPM, Ausdruck einer Messwertkurve

1b) Oszillationsprüfung in einem Platte/Platte-Rheometer

Die in dieser Versuchsserie erhaltenen rheologischen Meßwerte wurden direkt in der Haake-RheoWin-Software verarbeitet und konnten als Einzeldateien abgespeichert werden. Anschließend wurden von den einzelnen Prüfdurchläufen Viskosität-Zeit-Kurven ausgedruckt, die wiederum nach den Parametern Komplexe Viskosität η^* und Speichermodul G' anhand der Prüfvorschrift Oszillationsprüfung [42] ausgewertet wurden. Die Werte wurden auch hier zunächst manuell in eine Excel-Tabelle erfasst und anschließend in das Statistik-Programm SPSS eingelesen.

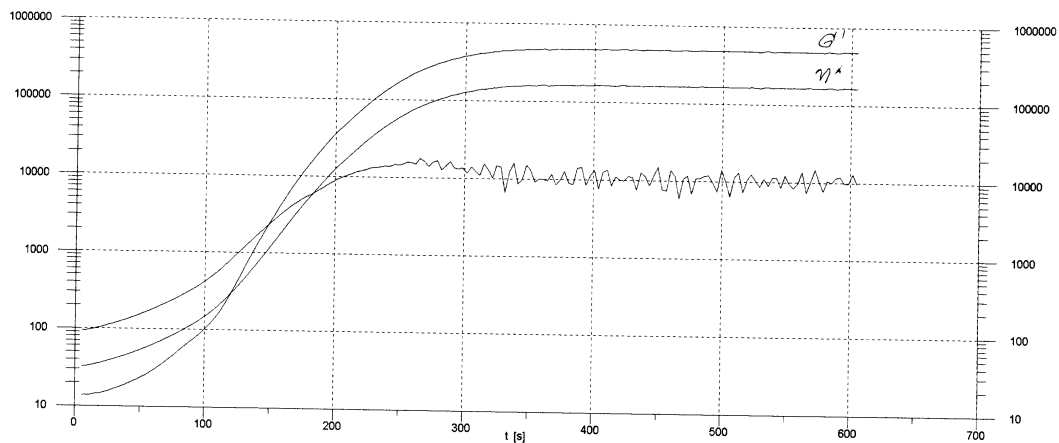


Abb. 27: Aquasil ULV, Haake Rheometer, Ausdruck einer Messwertkurve

4.5.2 Versuchsserie 2 – Bestimmung der Verarbeitungszeit (McCabe-Rheometer)

Die durch die Messeinheit an die EDV weitergegebenen Daten wurden für jede Einzelmessung als Datei gespeichert und konnten in Form eines Treppendiagramms (Weg der Verschiebung gegen die Zeit) dargestellt werden. Die Werte für die Gesamtverarbeitung wurden dann nach Vorschrift abgelesen und in einer Excel-Tabelle erfasst.

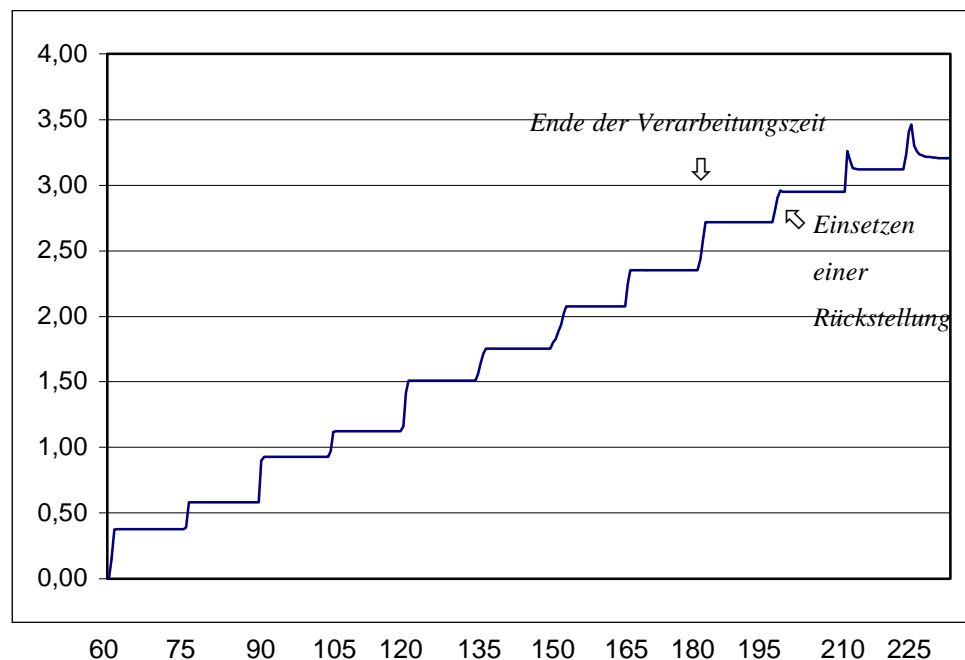


Abb. 28: McCabe-Rheometer, Weg/Zeit-Treppendiagramm, *Impregum Penta* (x-Achse: Zeit in s; y-Achse: manuelle Auslenkung in mm)

4.5.3 Versuchsserie 3 - Bestimmung der Passgenauigkeit mit Hilfe des *Sulcus-Fluid-Flow-Modells*

In dieser Versuchsserie wurden die auf den erhaltenen Modellen hergestellten Käppchen an jeweils sechs voneinander unabhängigen Stellen auf ihre Randspalten gegenüber den ursprünglichen Stümpfen untersucht. Hierzu wurde ein Messmakroskop (Leitz, Wetzlar) verwendet, welches die gemessenen Daten direkt über eine serielle Schnittstelle (Mitutoyo, Japan) in die Rechneinheit übermittelte. Die Werte konnten dann in eine Paradox-Tabelle eingelesen werden, von wo aus sie anschließend in das Statistikprogramm SPSS übernommen wurden.

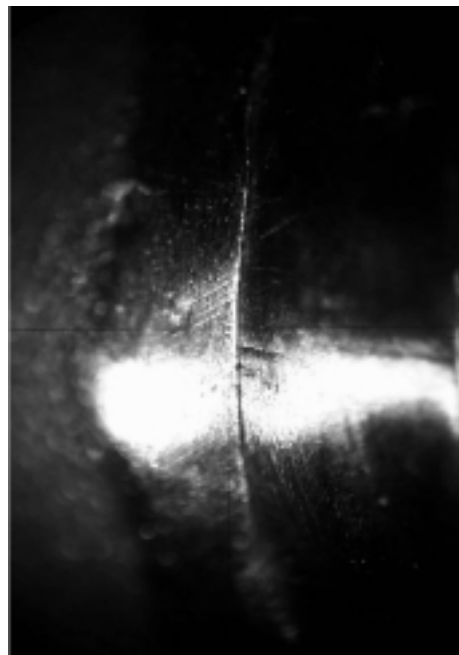


Abb. 29: Gusskäppchen auf dem Stahlstumpf

4.5.4 Versuchsserie 4 – Bestimmung der Dimensionsgenauigkeit mit Hilfe eines Urmodells

Die Vermessung der einzelnen Stumpfdurchmesser erfolgte mit Hilfe einer Mikrometerschraube (Mitutoyo, Japan, Abb. 30). Die Werte wurden manuell in eine Excel-Tabelle erfasst, wo auch die weitere Verarbeitung (Mittelwertbestimmung und Differenzbildung zum Urmodell) stattfand. Die Messung der diametralen Messstrecken erfolgte mit Hilfe eines Messmakroskops (Leitz, Wetzlar, Abb. 31) und einer dazugehörigen Messsoftware. Die erhaltenen Messstrecken konnten anschließend über eine Paradox-Tabelle in das Statistikprogramm SPSS eingelesen werden.

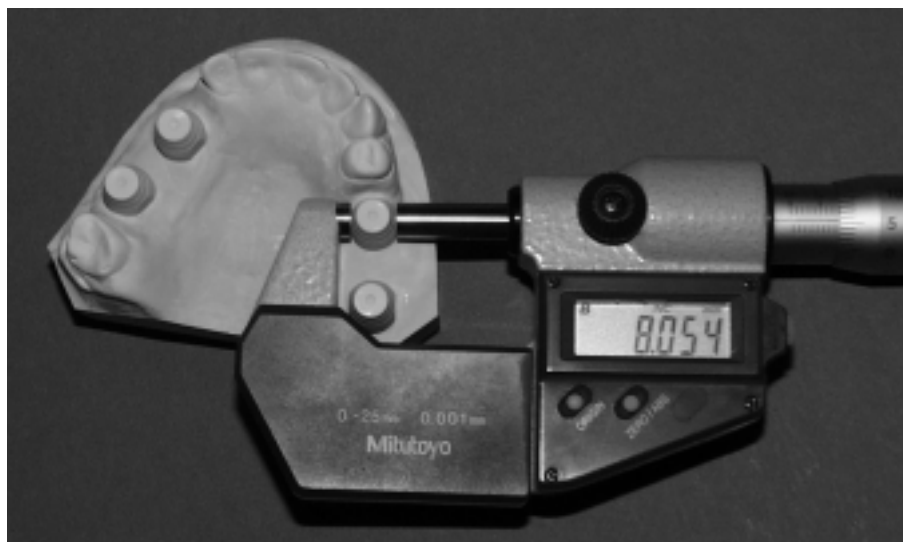


Abb. 30: Mikrometerschraube zur Bestimmung der Stumpfdurchmesser

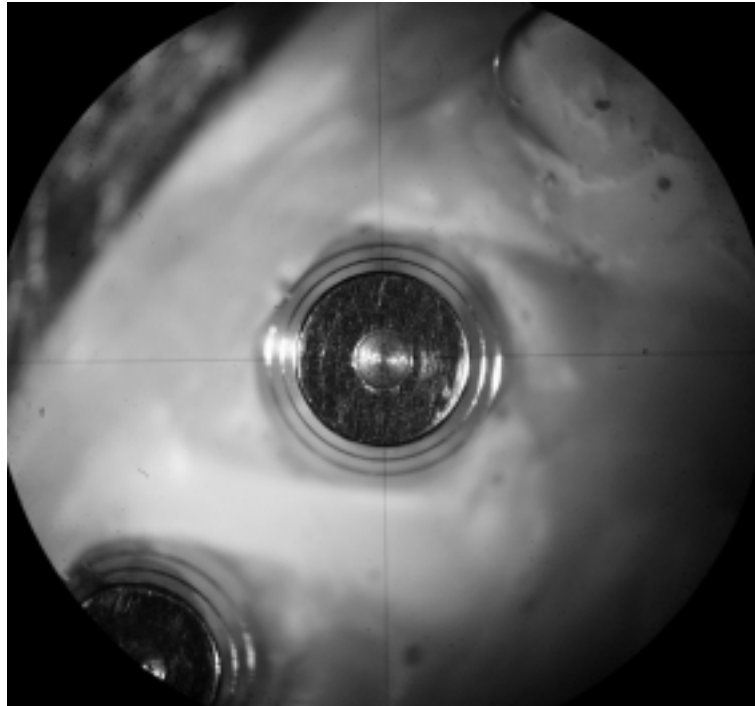


Abb. 31: Urmodell-Stumpf im Okular des Messmakroskops

4.5.5 Versuchsserie 5 – Wiedergabegenauigkeit und Bestimmung linearer Maßänderungen

Zur Bestimmung der Linienabstände auf den erhaltenen Probekörpern wurde auch hier das Messmakroskop (Leitz,Wetzlar) verwendet. Die erhaltenen Daten wurden über die EDV-Einheit in einer Datei gespeichert. Somit konnte auch hier der Datentransfer über eine Paradox-Tabelle in das Statistik-Programm SPSS erfolgen.

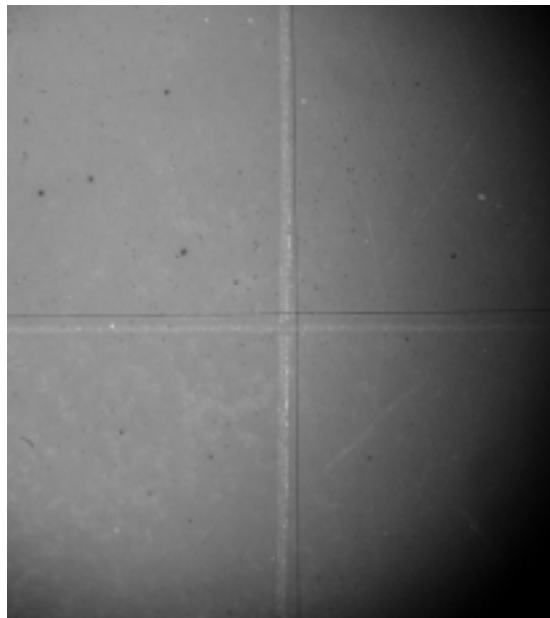
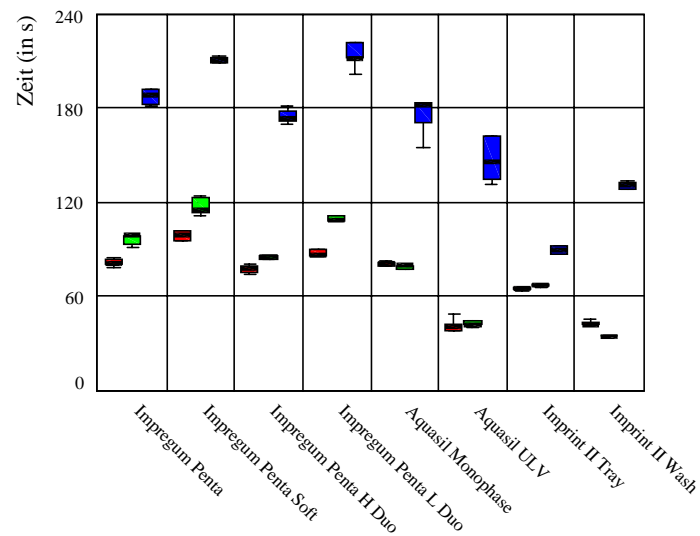


Abb. 32: Prüfkörper unter dem Messmakroskop

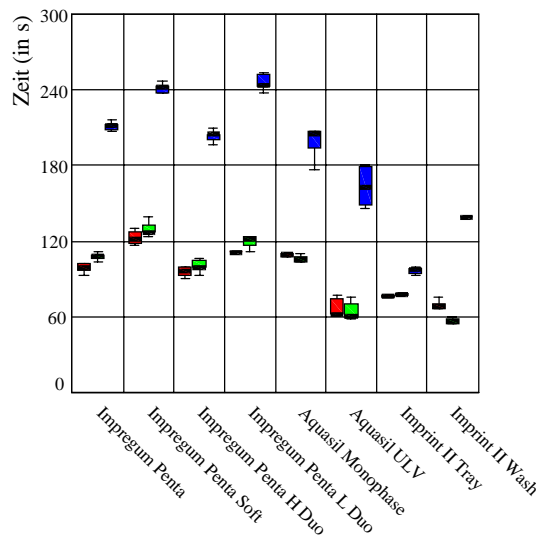
5. Ergebnisse

5.1. Versuchsserie 1 – Oszillationsprüfung

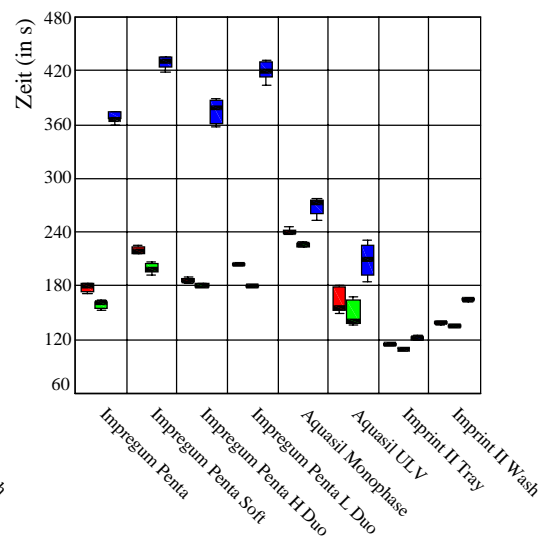
Die Darstellung der Ergebnisse in den Boxplot-Diagrammen zeigt die geringe Streuung der erhaltenen Daten. Lediglich bei der Oszillationsprüfung in der Universalprüfmaschine streuen einzelne Messwerte. Bei den niedrigen Zeitwerten (5%, 10%) liegen die Zeiten für die Polyether-Abformmassen (*Impregum Penta* und weiterentwickelte Massen) sehr dicht beieinander, bei den höheren Zeitwerten liegen die Zeitunterschiede nicht selten im Minutenbereich.



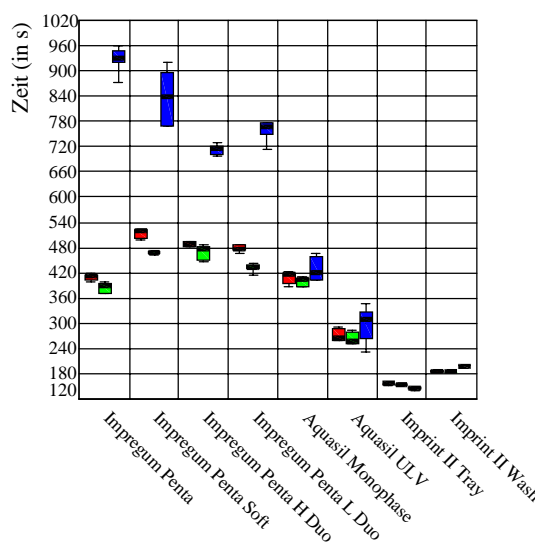
a) Boxplots 5%-Wert



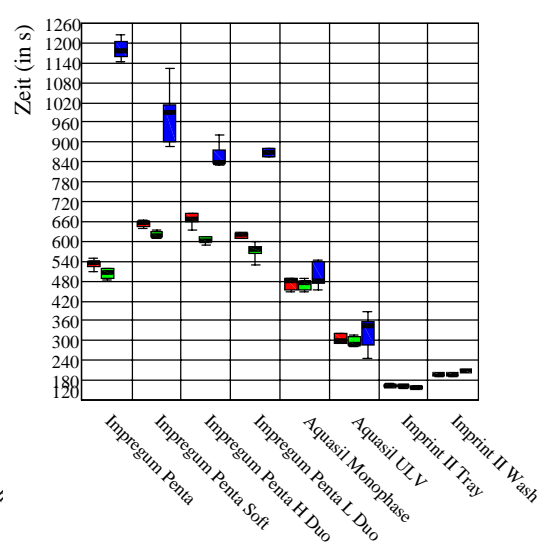
b) Boxplots 10%-Wert



c) Boxplots 50%-Wert



d) Boxplots 90%-Wert



e) Boxplots 95%-Wert

Abb. 33 a) – e): Boxplotdiagramme, Universalprüfmaschine und Haake-Rheometer (■ Rheometer Kompl. Viskosität, ■ Rheometer Speichermodul, ■ Univ.-Prüfmaschine)

An den Diagrammen lassen sich die Zeiten bei den jeweils festgelegten Abschnitten (5, 10, 50, 90, 95 % der Hüllkurve) ablesen.

5.2. Versuchsserie 2 – Bestimmung der Verarbeitungszeit

Bei der Bestimmung der Gesamtverarbeitungszeit mit Hilfe des McCabe-Rheometers unterscheiden sich die abgelesenen Zeiten bei allen Materialien von den von den Herstellern empfohlenen/angegebenen Zeiten. Die gemessenen Werte liegen alle über den angegebenen Zeiten.

Messung

McCabe-Rheometer-Werte (Bestimmung der Verarbeitungszeit)

	Impregum	Impregum Soft	Impregum H DuoSoft	Impregum L DuoSoft	Aquasil Monophase	Aquasil ULV	Imprint Tray	Imprint Wash
1	03:00	03:15	03:00	03:30	02:30	02:45	01:30	01:30
2	03:00	03:15	03:00	03:30	02:30	02:45	01:30	01:30
3	03:00	03:15	03:00	03:30	02:30	02:45	01:30	01:30
4	03:00	03:15	03:00	03:30	02:30	02:45	01:30	01:30
5	03:15	03:15	03:15	03:30	02:30	02:45	01:30	01:30

Vom Hersteller angegebene Verarbeitungszeit

Impregum	Impregum Soft	Impregum H DuoSoft	Impregum L DuoSoft	Aquasil Monophase	Aquasil ULV	Imprint Tray	Imprint Wash
02:45	02:45	02:30	03:15	02:00	02:30	01:15	00:40

alle Angaben in min

Tabelle 2: McCabe-Rheometer, Ergebnisse der Verarbeitungszeitbestimmung

5.3. Versuchsserie 3 – Bestimmung der Passgenauigkeit (Sulcus-Fluid-Flow)

In der Versuchsserie 3 galt es, die Passgenauigkeit von Restaurationen in Abhängigkeit vom gewählten Abformmaterial darzustellen. Aus dem Boxplot-Diagramm lässt sich ablesen, dass die gemessenen Randspalten sich im Bereich bis maximal 240 μm bewegen. Die geringsten marginalen Diskrepanzen sind bei dem A-Silikon Aquasil, *Dentsply* zu beobachten. Hier zeigt sich nochmals ein Unterschied, ob am trockenen oder am feuchten Stumpf abgeformt wurde. In ähnlichen Bereichen befinden sich die Stümpfe aus den Abformungen mit dem Polyether *Impregum Penta Soft*, hier liegen die jeweiligen Mittelwerte (trocken/feucht) auf gleichem Niveau, lediglich die Streuung unterscheidet sich etwas zu Gunsten der feuchten Stumpfreihe.

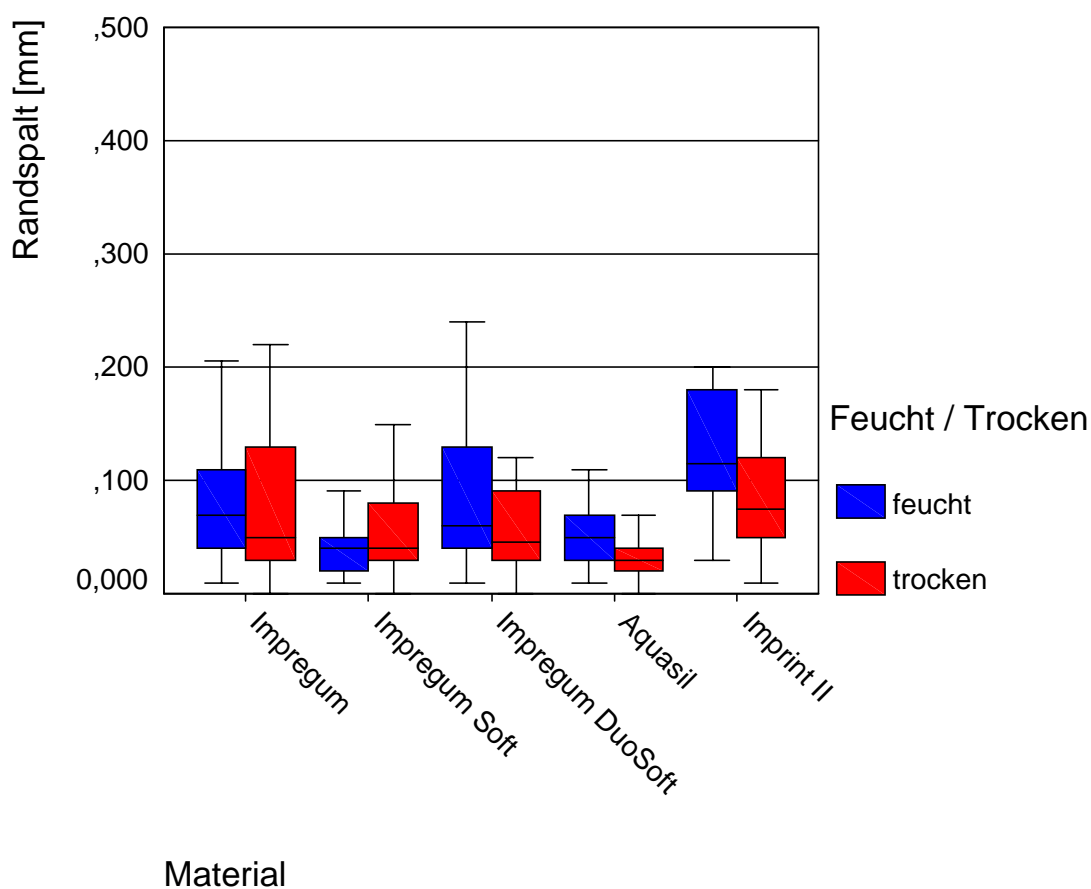


Abb. 34: Darstellung der Kronenrandspalten in Boxplots

	p-Wert
Impregum	0,491
Impregum Soft	0,491
Impregum DuoSoft	0,026
Aquasil	0,004
Imprint	0,009

Tabelle 3: p-Werte Mann-Whitney-U-Test, asymptotische Signifikanzen beim Vergleich der beiden Abformarten für feuchte und trockene Stümpfe

5.4. Versuchsserie 4 – Bestimmung der Dimensionsgenauigkeit

Bei der Messung der diametralen Strecken fiel auf, dass der geringste Gesamtfehler bei dem neuentwickelten *Impregum Penta DuoSoft* entstanden ist. Beim *Impregum Penta Soft* und *Impregum Penta* lag der Fehler in etwa auf einem Niveau – etwas zu Gunsten der Neuentwicklung. Die Ergebnisse waren vergleichbar mit dem A-Silikon *Aquasil* (Tabelle 4).

Gesamtfehlerbestimmung der diametralen Messstrecken (in mm)					
Modell	Impregum	Impregum Soft	Impregum DuoSoft	Aquasil	Imprint
1	0,1210	0,1817	0,1740	0,1461	0,1010
2	0,1493	0,3208	0,2213	0,2221	0,2318
3	0,1784	0,3548	0,1281	0,1770	0,1062
4	0,1377	0,1695	0,1236	0,3917	0,2138
5	0,3766	0,1381	0,1014	0,1587	0,2292
6	0,3235	0,0786	0,1207	0,2043	0,2681
7	0,1664	0,0631	0,0698	0,2708	0,1063
8	0,1511	0,1063	0,1512	0,1024	0,3044
9	0,1282	0,2150	0,1334	0,1541	0,2458
10	0,2362	0,0638	0,1569	0,1254	0,2652
Mittel- wert	0,1968	0,1692	0,1380	0,1953	0,2072

Tabelle 4: Absolutsummen der Gesamtfehler der einzelnen diametralen Messstrecken (als Absolutwert der Differenz zwischen Einzelmessstrecke und Mittelwert des Urmodells)

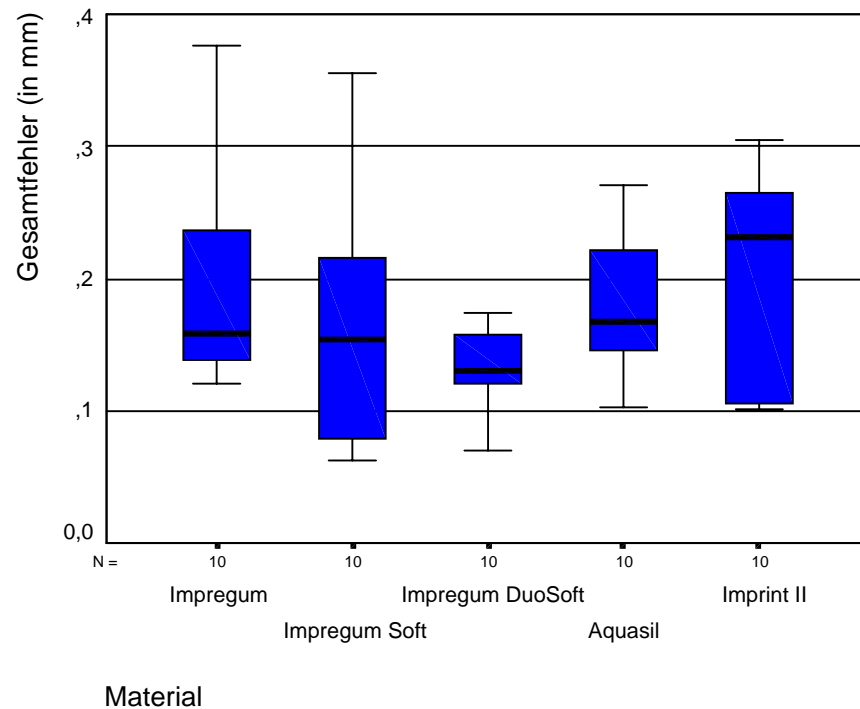


Abb. 35: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Messstrecken (in mm)

Gesamtfehlerbestimmung der diametralen Messstrecken (in %)					
Modell	Impregum	Impregum Soft	Impregum DuoSoft	Aquasil	Imprint
1	0,0596	0,0895	0,0856	0,0719	0,0497
2	0,0735	0,1579	0,1089	0,1093	0,1141
3	0,0878	0,1746	0,0631	0,0871	0,0523
4	0,0678	0,0835	0,0609	0,1928	0,1053
5	0,1854	0,0680	0,0499	0,0781	0,1128
6	0,1592	0,0387	0,0594	0,1006	0,1320
7	0,0819	0,0311	0,0344	0,1333	0,0523
8	0,0744	0,0523	0,0744	0,0504	0,1499
9	0,0631	0,1059	0,0657	0,0759	0,1210
10	0,1163	0,0314	0,0772	0,0617	0,1305
Mittel- wert	0,0969	0,0833	0,0680	0,0961	0,1020

Tabelle 5: Prozentualer Gesamtfehler der einzelnen diametralen Messstrecken (als Prozentwert der Gesamtsumme der Messstreckenmittelwerte des Urmodells)

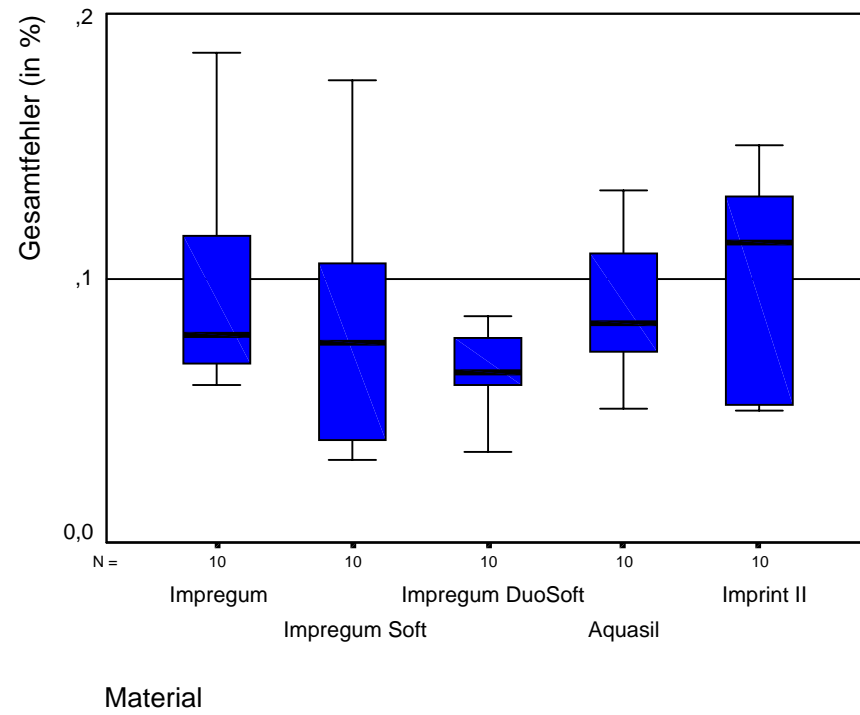


Abb. 36: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Messstrecken (in %)

Die Messung der Stumpfdurchmesser ergibt für den Hauptteil der Stümpfe relativ zu den Urmodell-Stümpfen zu kleine Durchmesser (Tabelle 8 im Anhang). Bei der Bestimmung der Gesamtfehler fiel auf, dass die geringste Abweichung die Abformungen mit den Materialien *Aquasil* und *Impregum Penta* ergaben.

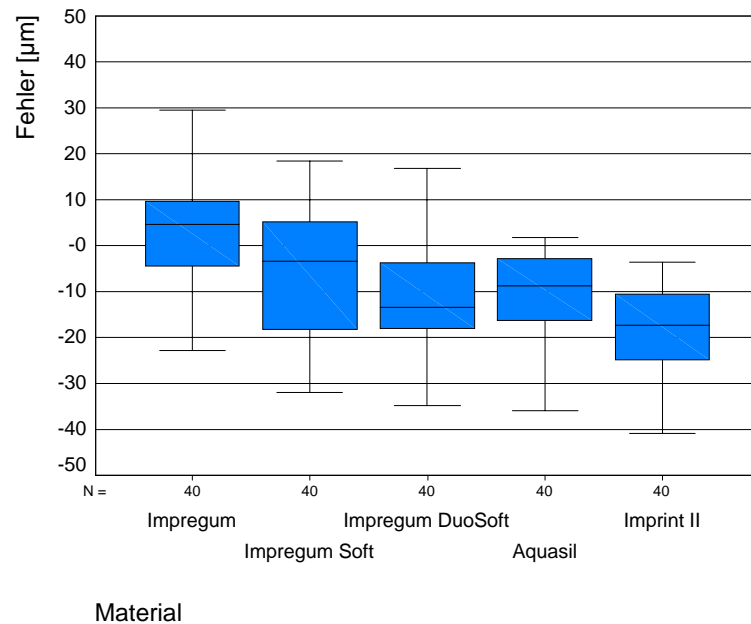


Abb. 37: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Stumpfdurchmesser (in µm)

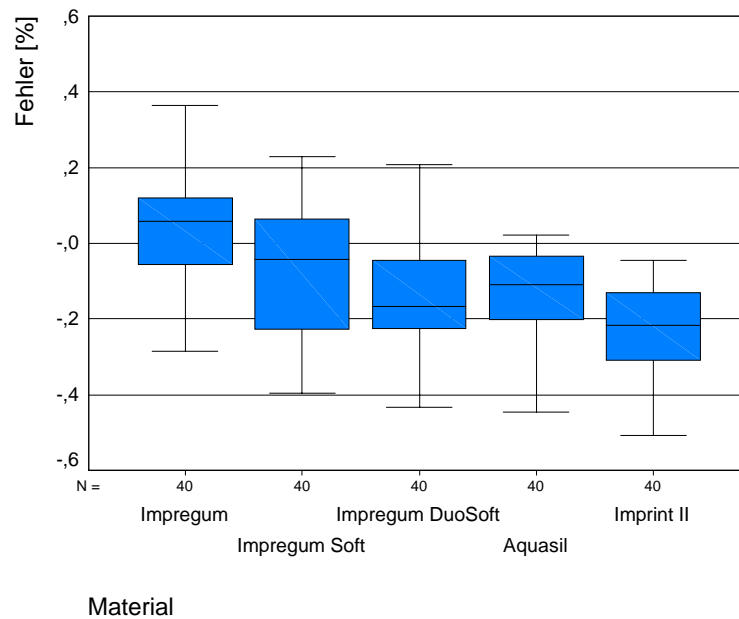


Abb. 38: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Stumpfdurchmesser (in %)

5.5. Versuchsserie 5 – Wiedergabegenauigkeit und Bestimmung linearer Maßänderungen

Bei allen untersuchten Abformmaterialien war die Detailwiedergabe, die in Form der drei verschieden tiefen Rillen (75, 25 und 50 μm) dargestellt werden sollte, so genau, dass man sie bei 6-facher Vergrößerung unter einer Stereolupe ohne Probleme als durchgängige Linien erkennen konnte.

Bei der Wiedergabe der Linienabstände hingegen ergaben sich unterschiedliche Ergebnisse. Sie sind aus den Abb. 39 bis Abb. 42 abzulesen.

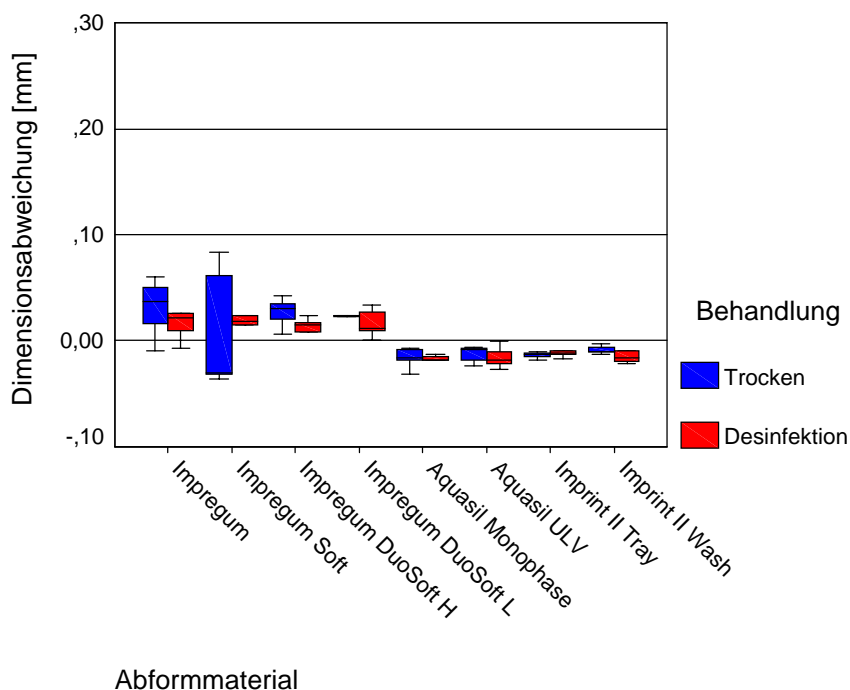


Abb. 39: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Messung der Linienabstände nach 15 min (in mm)

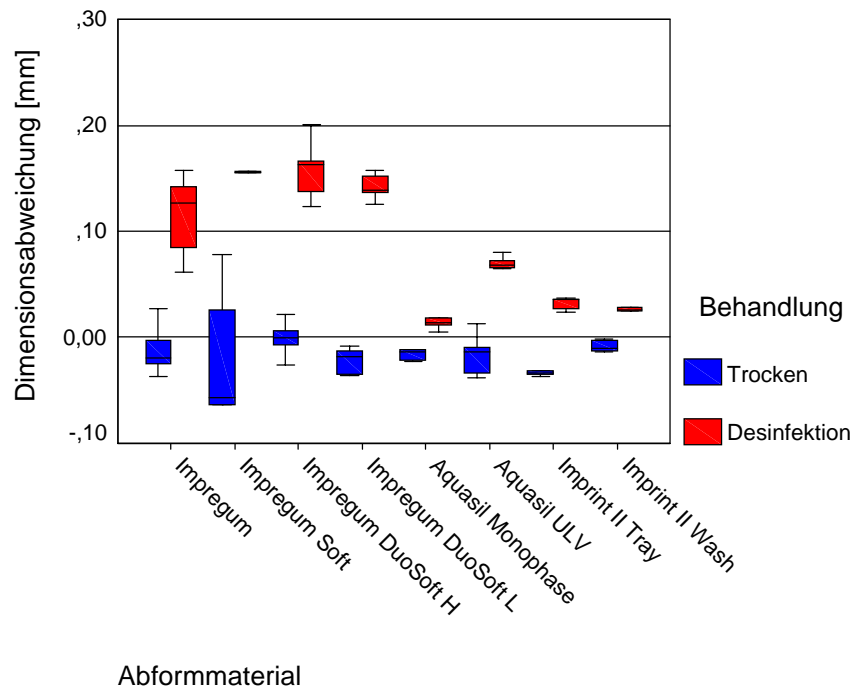


Abb. 40: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Messung der Linienabstände nach 24 h (in mm)

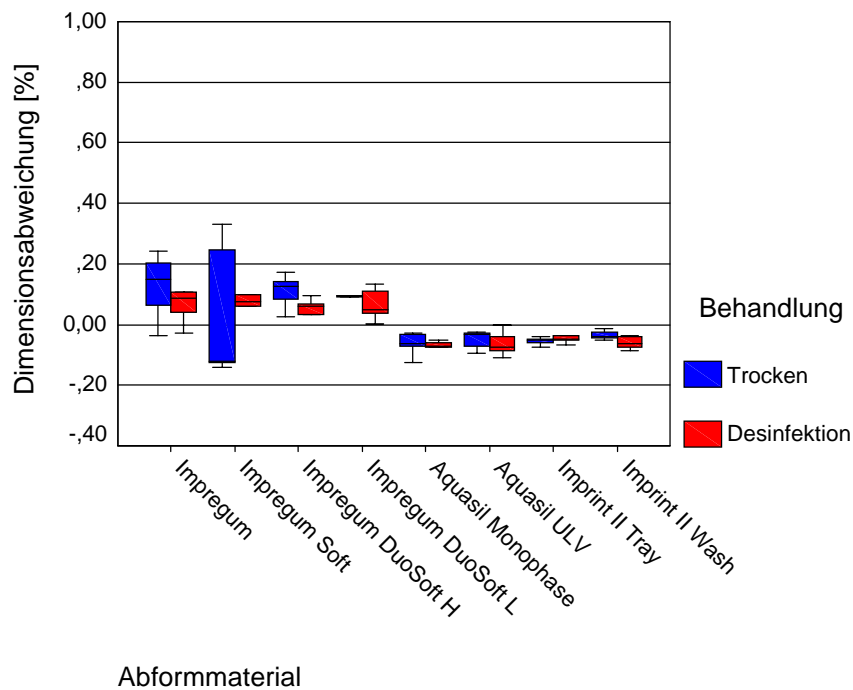


Abb. 41: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Messung der Linienabstände nach 15 min (in %)

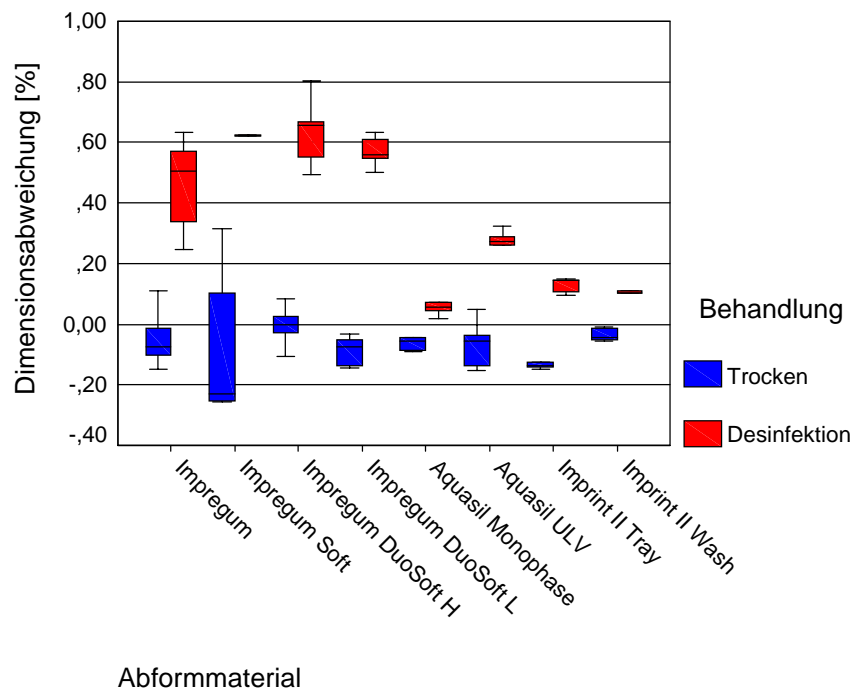


Abb. 42: Boxplot-Diagramm, Gesamtfehler der Messung der Linienabstände nach 24 h (in %)

Die Lagerung der Prüfkörper für 24h in einer Desinfektionslösung führte bei allen Materialien zu einer Vergrößerung der Abstände. Die vier einzelnen Polyethermassen liegen hier noch deutlich über den geprüften A-Silikon. Bei den trockenen Prüfkörpern zeigen sich bei den Messungen nach 15 min. bzw. nach 24h keine großen Unterschiede, hierbei fällt nur auf, dass die Werte für die Polyether, die nach 15 Minuten tendenziell zu groß gemessen wurden, sich nach 24 Stunden wieder auf das Prüfblock-Niveau eingestellt haben.

	p-Wert	
	nach 15 min	nach 24 h
Impregum	0,754	0,009
Impregum Soft	0,917	0,009
Impregum DuoSoft H	0,117	0,009
Impregum DuoSoft L	0,602	0,009
Aquasil Monophase	0,465	0,016
Aquasil ULV	0,465	0,009
Imprint II Tray	0,295	0,009
Imprint II Wash	0,175	0,009

Tabelle 6: p-Werte Mann-Whitney-U-Test, asymptotische Signifikanzen beim Vergleich der Lagerungsart (feucht / trocken)

6. Diskussion

Ziel der Studie war es, Unterschiede bzw. Gemeinsamkeiten, Vorteile und Nachteile der weiterentwickelten Materialien der Polyether-Produktreihe herauszustellen, um eine Aussage treffen zu können, inwieweit eine Produktverbesserung eingetreten ist und die neuen Materialien den Anforderungen des Marktes entsprechen.

In der Versuchsreihe 1 – Bestimmung der Verarbeitungszeit von Abformmaterialien mit Hilfe von „Oszillations“-Rheometer“ bzw. Stress-Rheometer – ist auffällig, dass das *Impregum Penta Soft* bei allen Zeitwerten leicht höher liegt, als die anderen Polyether-Abformmassen im Test. Insgesamt betrachtet sind die Zeiten bei diesen Materialien größer als bei den geprüften A-Silikon.

Die Bestimmung der Verarbeitungszeit mit dem McCabe-Rheometer hingegen ergab bei den Polyethern nahezu identische Zeiten, die alle um 3:15 min lagen (*Impregum Penta L DuoSoft*, *ESPE*, 3:30 min). Die gemessenen Zeiten sind somit alle etwas über den von ESPE angegebenen maximalen Verarbeitungszeiten. Da aufgrund der sensiblen Messeinheit des McCabe-Rheometers davon ausgegangen werden kann, dass elastische Veränderungen in den Abformmassen sich direkt ohne Verzögerung auf der Protokolliereinheit (EDV) abzeichnen, ist hier davon auszugehen, dass die Hersteller (auch bei den A-Silikon) lagen die gemessenen Zeiten über den angegebenen) eine Art Sicherheitspuffer in ihre Produktbeschreibungen hineingelegt haben, um den Anwender auf der sicheren Seite zu wissen. Zudem wurden die Untersuchungen bei einer Raumtemperatur von 26°C durchgeführt, was überdies die längere Abbindezeit in der aufgefundenen Größenordnung zwanglos erklärt. Hinzu kommen die bekannten Probleme, die sich bei der Verwendung des McCabe-Rheometers ergeben. Zum einen ist es mit einer großen Schwierigkeit verbunden, die Lochprüfplatte manuell um immer wieder den gleichen Betrag von 250 µm zu verschieben. Eine weitere Problematik ergibt sich bei Materialien mit einer schnellen Abbindephase, da das Beschicken des Rheometers einige Zeit in Anspruch nimmt.

Die Passgenauigkeit der von dem Sulcus-Fluid-Flow-Modell hergestellten Gusskäppchen ist bei dem Einphasenmaterial *Impregum Penta Soft* (bei den trocken abgeformten Stümpfen auch beim *Impregum Penta DuoSoft*) durchaus vergleichbar

mit den Ergebnissen, die mit dem quadrafunktionalen Siloxan *Aquasil* erreicht wurden. Lediglich bei den trockenen Stümpfen zeigen sich geringfügig bessere Werte bei dem A-Silikon. Das *Impregum Penta Soft* zeigt nur in der Streuung der Ergebnisse Unterschiede, die Mittelwerte der gemessenen Randspalten liegen auf einem Niveau. Dieser Polyether war das einzige Material im Test, bei dem sich die marginalen Diskrepanzen an den feuchten Stümpfen ähnlich wie die an den trockenen Stümpfen verhalten – ein Hinweis auf eine größere Hydrophilie dieses Materials. Bei allen anderen Materialien ist eine mehr oder minder deutliche Abstufung zugunsten der absoluten Trockenheit zu sehen.

Die Stumpfdurchmesser lassen bis auf einige wenige Ausnahmen Verkleinerungen der Originaldurchmesser erkennen, die Messstrecken hingegen sind in den meisten Fällen vergrößert dargestellt. Auffällig ist hierbei, dass die jeweils größte Vergrößerung die Strecke AB erfährt (eine Ausnahme gibt es nur bei den Abformungen mit dem A-Silikon *Imprint II Quick Step*), die Stümpfe A und B liegen jeweils direkt distal der geschlossenen Frontzahnreihe. Die Vergrößerung des Stumpfabstandes kann also durch die Entformung entstehen, da die Frontzahnreihe (hier: Oberkiefer) inzisal nach vestibulär anguliert ist, wird die abgebundene Abformmasse beim Entformen in diesem Bereich am stärksten elastisch deformiert und muss hier die größte Rückstellarbeit leisten.

Die letzte Versuchsreihe zeigt im Hinblick auf die Weiterentwicklung der Polyether-Materialien keine großen Unterschiede zwischen diesen. Auf allen Probekörpern sind alle drei Prüflinien (25 µm, 50 µm und 75 µm Tiefe) bei 6-facher Vergrößerung unter dem Messmakroskop zu erkennen. Die Mittelwerte der Abstandsmessungen aller Probekörper, die trocken gelagert wurden, liegen im gleichen Bereich wie die Messungen am Ur-Prüfblock, dies gilt sowohl für die Messung nach 15 min als auch nach 24 h. Die in die Desinfektionslösung gelegten Probekörper zeigen nach 15 Minuten Lagerzeit noch keine Anzeichen von Quellung, die Ergebnisse sind ähnlich orientiert wie die der Trockenlagerung. Hingegen nach 24 h in der Desinfektionslösung sind die Linienabstände deutlich vergrößert, am deutlichsten bei den neu entwickelten Materialien *Impregum Penta Soft* und *Impregum Penta DuoSoft*. Diese Ergebnisse würden auf eine größere Hydrophilie der neuen Polyether gegenüber dem *Impregum Penta* hinweisen. Das findet sich in der Versuchsreihe mit dem feuchten

Stumpf des Sulcus-Fluid-Flow-Modells wieder. Mindestens beim *Impregum Penta Soft* ist die Darstellung der am feuchten Stumpf erreichten Abformgenauigkeit mit der am trockenen Stumpf vergleichbar.

7. Zusammenfassung

Aus werkstoffkundlicher Sicht ist die Weiterentwicklung der Polyetherabformmasse *Impregum Penta* gelungen, zumindest nach den vorliegenden Untersuchungen ist kein Anhaltspunkt erkennbar, dass es sich zu seinem Nachteil entwickelt hat. Erste klinische Überprüfungen, die in der Zwischenzeit durchgeführt wurden, aber nicht Bestandteil dieser Arbeit waren, zeigen ein positives Verhalten. Die Abformungen waren leichter aus dem Patientenmund zu entfernen, außerdem gaben die Patienten eine Verbesserung des Geschmacks an. Weitere klinische Bewährungen bleiben abzuwarten.

Die Daten sind durchaus vergleichbar mit denen herkömmlicher Polyether. Die bekannten Eigenschaften hinsichtlich der Desinfizierbarkeit (Desinfektion über 24 Stunden), d.h. Neigung zur Quellung, die durch die hohe Hydrophilie des Polyethers entstehen, wirken sich aber auf der anderen Seite durchaus positiv aus (Abformung im feuchten Milieu) und sind erhalten geblieben.

8.Literatur

1. *Anusavice, K.J.*
Phillips' Science of Dental Materials
10. Ausgabe, W.B. Saunders, Philadelphia (1996)
2. *Borchers, L.; Scheller, H.; Labove, L.*
Effect of adstringents on the surface of impressions
Dtsch Zahnärztl Z 49, 618-621 (1994)
3. *Cook, W.D.*
Rheological studies of the polymerization of elastomeric impression materials.
II. Viscosity measurements
J Biomed Mater Res 16, 331-344 (1982)
4. *Craig, R.G.; Urquiola, N.J.; Liu, C.C.*
Comparison of commercial elastomeric impression materials
Oper Dent 15, 94-104 (1990)
5. *Drennon, D.G.; Johnson, G.H.*
The effect of immersion disinfection of elastomeric impressions on the surface
detail reproduction of improved gypsum casts
J Prosthet Dent 63, 233-241 (1990)
6. *Drennon, D.G.; Johnson, G.H.; Powell, G.L.*
The accuracy and efficacy of disinfection by spray atomization on elastomeric
impressions
J Prosthet Dent 62, 468-475 (1989)

7. *Dreyer Jørgensen, K.*
 Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren
 Dtsch Zahnärztl Z 7, 461-469 (1958)

8. *ESPE Dental AG*
 Die Präzisionsabformung – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis
 ESPE Dental AG, Seefeld, 1. Auflage (1999)

9. *ESPE Dental AG*
 Produkt-Dossier *Impregum Penta Soft*
 ESPE Dental AG, Seefeld, Produkt-CD-ROM *Impregum Penta Soft* (2000)

10. *Europäischer Normentwurf zur ISO/DIS 4823*
 Zahnheilkunde – Elastomere Abformmassen (ISO/DIS 4823, Oktober 1998)

11. *Franz, G.*
 Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle
 Dent Labor 29, 65-70 (1981)

12. *Gordon, G.E.; Johnson, G.H.; Drennon, D.G.*
 The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials
 J Prosthet Dent 63 (Heft 1), 12-15 (1990)

13. *Habib A.N.; Shehata, M.T.*
 The effect of the type and technique used for impression making on the accuracy
 of elastomeric impression materials
 Egypt Dent J 41, 1409-1416 (1995)

14. *Hembree, H.; Andrews, J.T.*
 Accuracy of a polyether impression material
 Ark Dent J 47 (Heft 6), 10-11 (1974)

15. *Höing, M. L.*
Vergleichende Untersuchung manuell und maschinell angerührter und dosierter dentaler Abformmassen im Hinblick auf ihre Abformgenauigkeit
Med. Diss., Münster (1997)
16. *Johnson, G.H.; Chellis, K.D.; Gordon, G.E.; Lepe, X.*
Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion
J Prosthet Dent 79, 446-453 (1998)
17. *Johnson, G.H.; Drennon, D.G.; Powell, G.L.*
Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion
J Am Dent Assoc 116, 525-530 (1988)
18. *Jost, J.*
Die Genauigkeit verschiedener Abformmaterialien auf Polyetherbasis in Abhängigkeit von der Lagerungszeit der Abformung vor der Modellherstellung
Med. Diss., Marburg (1986)
19. *Kern, M.; Rathmer, R.M.; Strub, J.R.*
Three-dimensional investigations of the accuracy of impression materials after disinfection
J Prosthet Dent 70, 449-456 (1993)
20. *Koniaris, A.*
Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und –techniken mit Hilfe eines Sulkus-Fluid-Modells
Med. Diss., Gießen (1999)

21. *Kugel, G.; Perry, R.D.; Ferrari, M.; Lalicata, P.*
Disinfection and communication practices: a survey of U.S. dental laboratories
J Am Dent Assoc 131, 786-792 (2000)

22. *Lepe, X.; Johnson, G.H.*
Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection
J Prosthet Dent 78, 245-249 (1997)

23. *Lepe, X.; Johnson, G.H.; Berg, J.C.*
Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long-term disinfection
J Prosthet Dent 74, 181-186 (1995)

24. *Lepe, X.; Johnson, G.H.; Berg, J.C.; Aw, T.C.*
Effect of mixing technique on surface characteristics of impression materials
J Prosthet Dent 79, 495-502 (1998)

25. *Marxkors, R.*
Der Kronenersatz, In: Praxis der Zahnheilkunde, Hrsg. Haunfelder, D.; Hupfaut, L.; Ketterl, W.; Schmuth, G.
Urban & Schwarzenberg, München (1984)

26. *Marxkors, R.; Meiners, H.*
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Carl Hanser Verlag, München Wien, 4. Auflage (1993)

27. *McCabe, J.F.; Arikawa, H.*
Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting
J Dent Res 77, 1874-1880 (1998)

28. *Meiners, H.*
Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Theoretische und experimentelle Untersuchungen
Carl Hanser Verlag, München Wien, 1977
29. *Meiners, H.; Lehmann, K.M.*
Klinische Materialkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag, München Wien, 1998
30. *Meiners, H.; Rohring, R.*
Kompatibilität des Desinfektionsmittels Impresept mit Abformmassen
Dent Labor 38, 1223-1224 (1990)
31. *Microsoft[®] Corporation*
Excel2000[®]
Tabellenkalkulationsprogramm aus *Office2000[®]* (1999)
32. *Peroz, I.; Börsch, Ch.*
Dimension accuracy of monophasic impression materials for impressions over dental implants
Dtsch Zahnärztl Z 53, 740-744 (1998)
33. *Peutzfeldt, A.; Asmussen, E.*
Effect of disinfecting solutions on accuracy of alginate and elastomeric impressions
Scand J Dent Res 97, 470-475 (1989)
34. *Pfannenstiel, H.*
Das Abformproblem aus der Sicht des zahntechnischen Laboratoriums
Dtsch Zahnärztl Z 27, 579-583 (1972)

35. *Pratten, D.H.; Craig, R.G.*
Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material
J Prosthet Dent 61, 197-202 (1989)

36. *Rios, M.P.; Morgano, S.M.; Stein, R.S.; Rose, L.*
Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the
dental impression complex
J Prosthet Dent 76, 356-362 (1996)

37. *Sachs, L.*
Statistische Methoden: Planung und Auswertung.
Springer, Heidelberg (1988)

38. *Spss Inc.*
SPSS/WIN 8.0, Chicago (1998)

39. *Stoll, R.; Segsneider, F.; Stachniss, V.; Jürgensen, R.*
Zur Formhaltigkeit hydrophiler Abformmaterialien nach Behandlung mit einem
Desinfektionsmittel
Dtsch Zahnärztl Z 46, 718-721 (1991)

40. *Uhlig, B.*
Entwicklung eines Sulkus-Fluid-Flow Modells
Med. Diss., Münster (1997)

41. *Wichmann, M.; Borchers, L.*
Evaluation of the accuracy of different elastomeric materials
Dtsch Zahnärztl Z 47, 88-91 (1992)

42. *Wöstmann, B.*
DIN-Entwurf Bissregistrierungsmaterialien – Prüfvorschrift Oszillationsprüfung
(1999)
43. *Wöstmann, B.*
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde
Med. Habil.-Schr. Münster (1992)
44. *Wöstmann, B.; Dohle, A.; Rettberg, S.*
The amount of accuracy of impressions attainable in vivo
Dtsch Zahnärztl Z 49, 679-682 (1994)
45. *Wöstmann, B.; Höing, M.; Ferger, P.*
Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen
Dtsch Zahnärztl Z 53, 753-756 (1998)
46. *Wöstmann, B.; Koniaris, A.; Ferger, P.*
The effects of moisture on the accuracy of impressions in a sulcus fluid flow
model
Dtsch Zahnärztl Z 54, 631-633 (1999)
47. *Wöstmann, B.; Nave, Th.; Ferger, P.*
Bestimmung der Verarbeitungs- und Abbindezeit elastomerer Massen mit Hilfe
eines „Oszillations-Rheometers“
Dtsch Zahnärztl Z 55, 774-776 (2000)
48. *Wöstmann, B.; Schweitzer, O.*
Entwurf DIN-Norm Bissregistrierungsmaterialien (10.02.1999)
49. *Wöstmann, B.; Symeonidis, A.; Ferger, P.*
Accuracy of impressions in the wet environment of a sulcus fluid flow model
Dtsch Zahnärztl Z 54, 634-636 (1999)

Anhang

<i>Geprüfte Abformmaterialien</i>	Charge
<i>Impregum Penta</i> (ESPE, Seefeld)	FW 0059221
<i>Impregum Penta Soft</i> (ESPE, Seefeld)	FW 0061532 012/521
<i>Impregum Penta DuoSoft H</i> (ESPE, Seefeld)	FW 0060459 002/512
<i>Impregum Penta DuoSoft L</i> (ESPE, Seefeld)	FW 0060462 002/512
<i>Aquasil Monophase</i> (Dentsply DeTrey, Konstanz)	0001000975
<i>Aquasil ULV</i> (Dentsply DeTrey, Konstanz)	9907000994
<i>Imprint II Quick Step Tray Material</i> (3M, Borken)	9HEL1G1
<i>Imprint II Quick Step Wash Regular Material</i> (3M, Borken)	9OBY1A1

Tabelle 7: Geprüfte Materialien mit Chargennummern

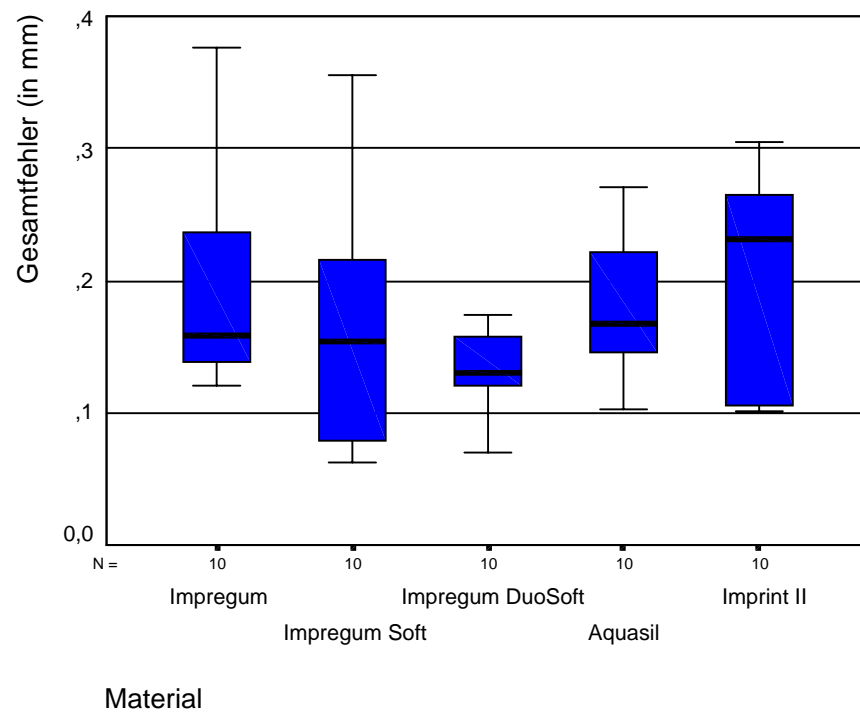


Abb. 43: Gesamtfehler der diametralen Streckenmessung (in mm)

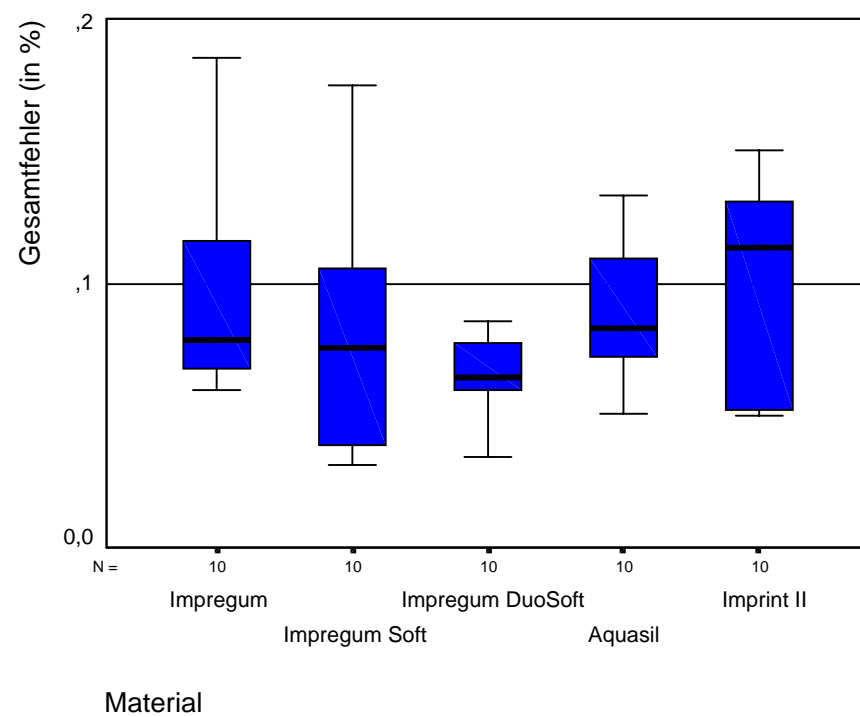
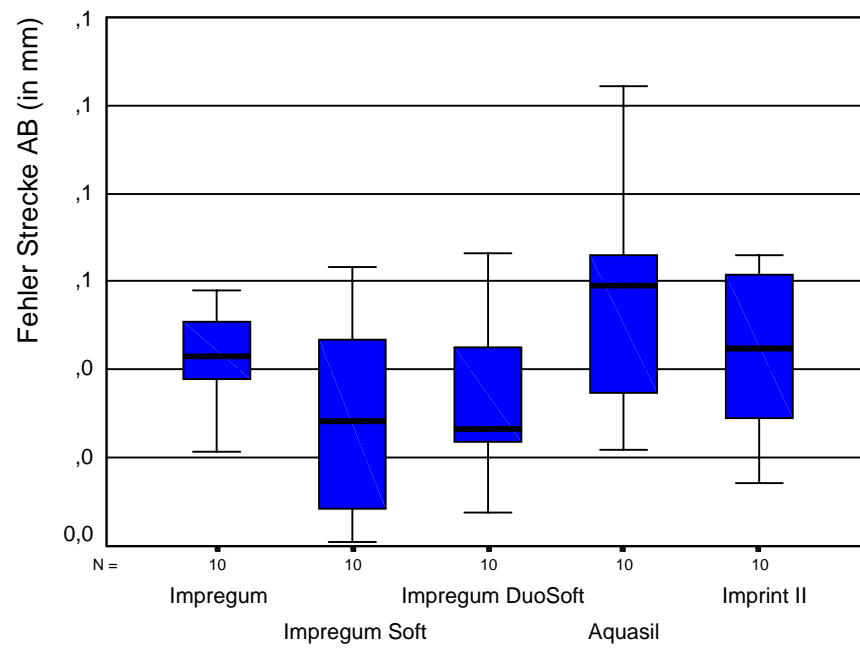
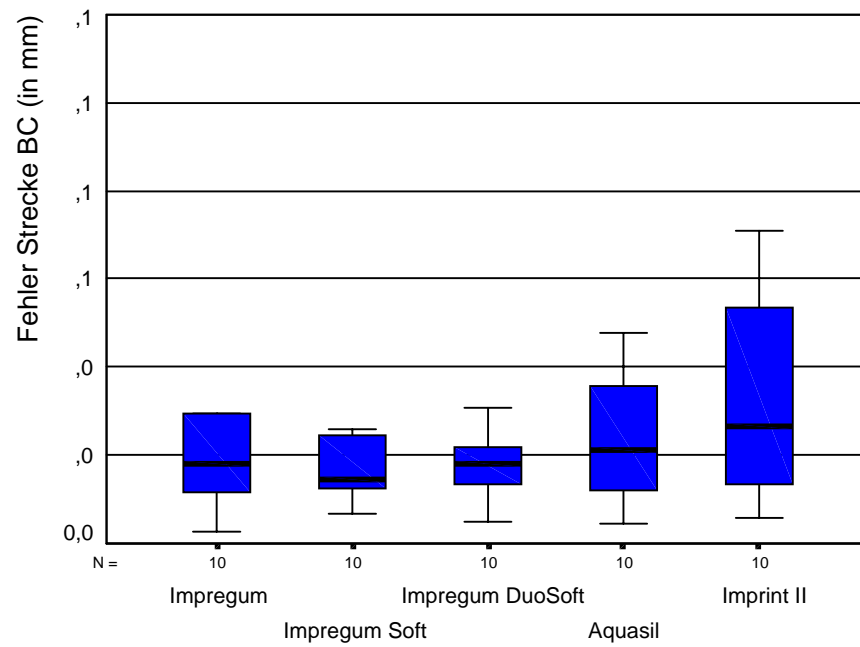


Abb. 44: Gesamtfehler der diametralen Streckenmessung (in %)

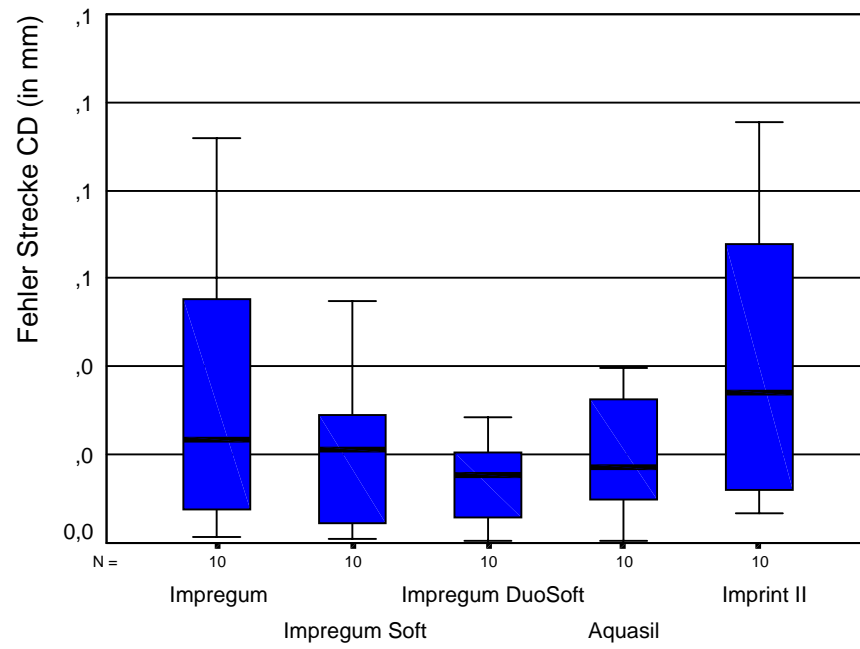
Abb. 45: Fehler der einzelnen diametralen Strecken (in mm)



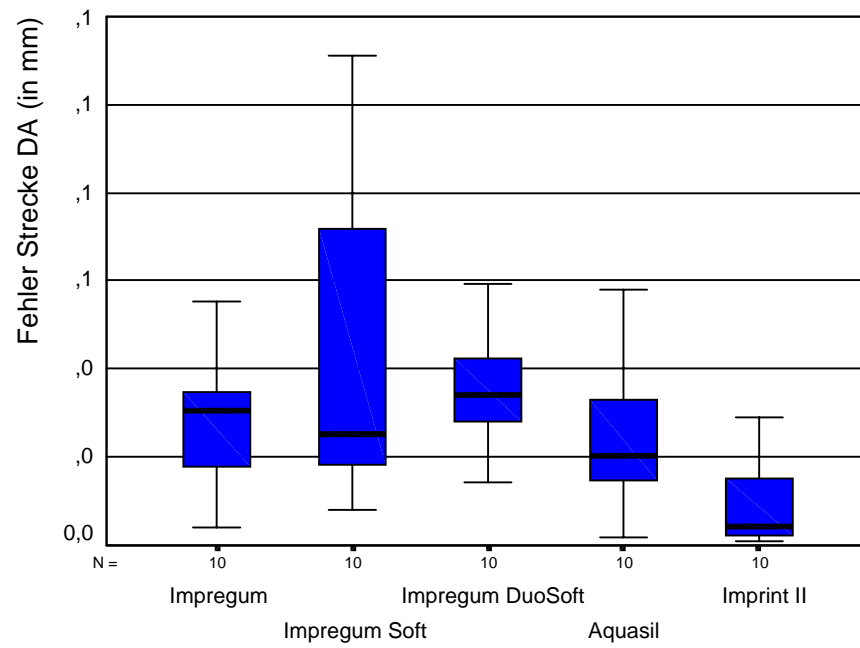
Material



Material



Material



Material

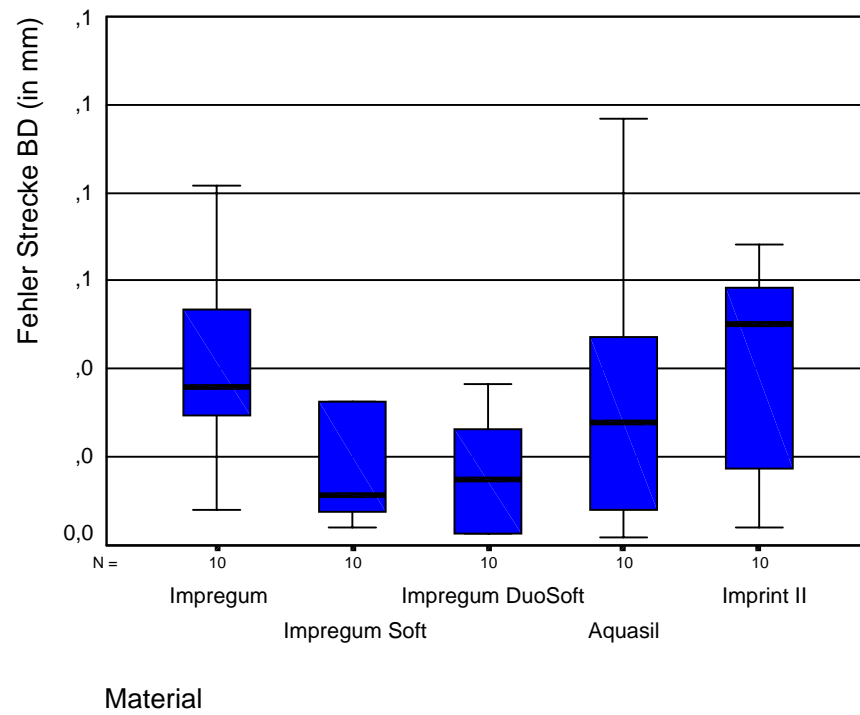
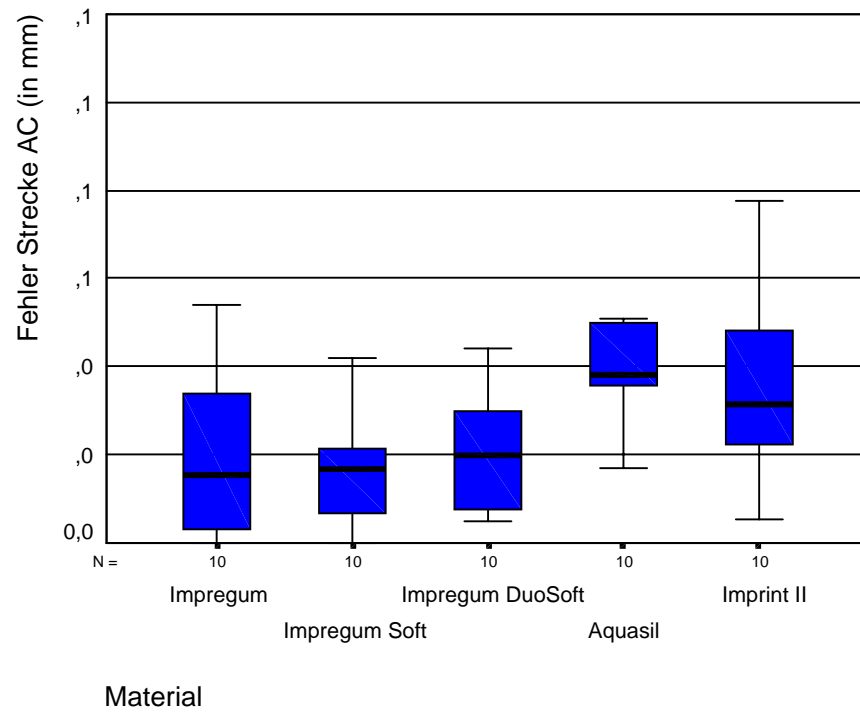
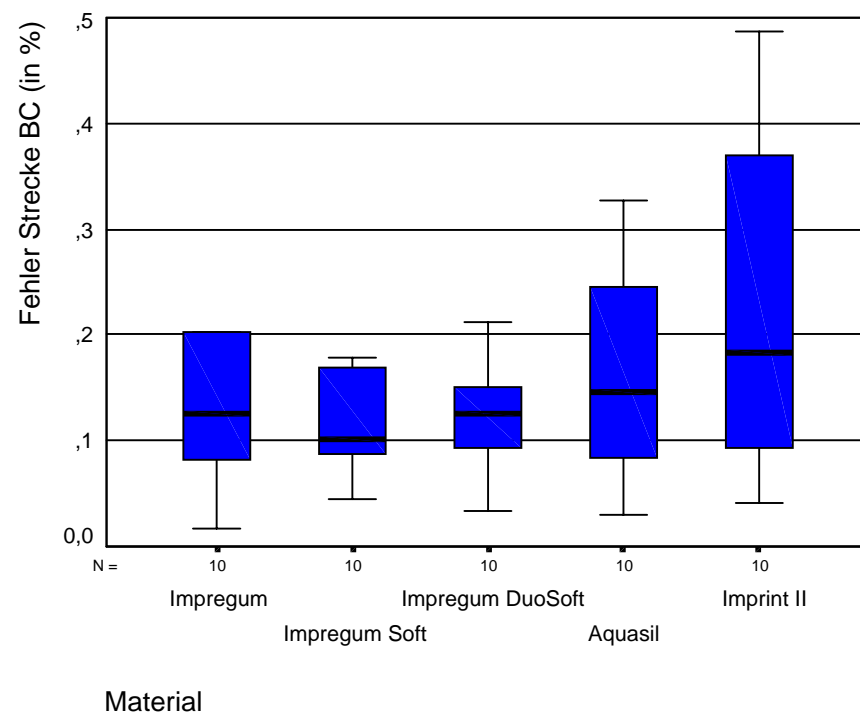
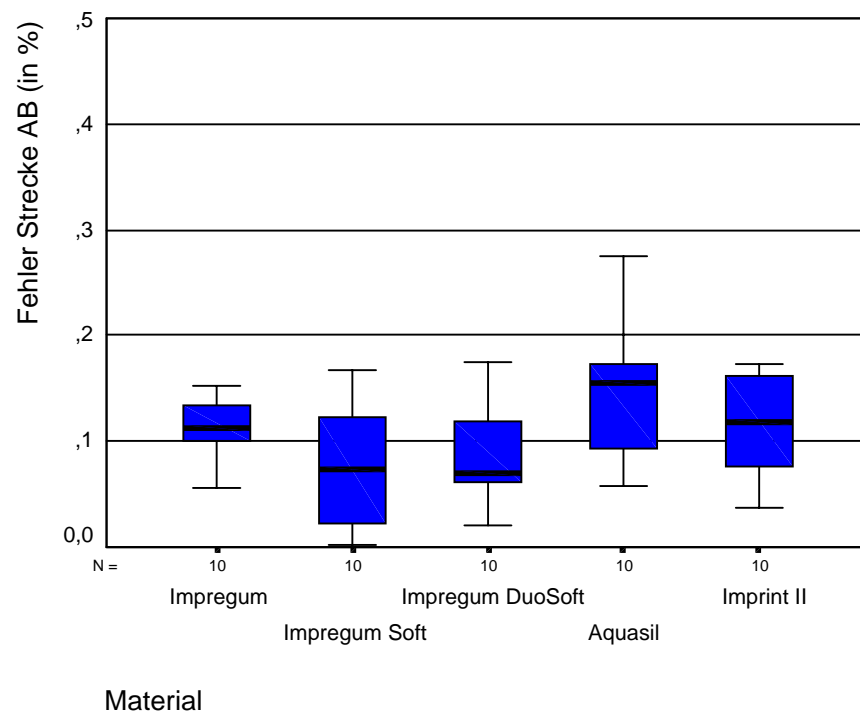
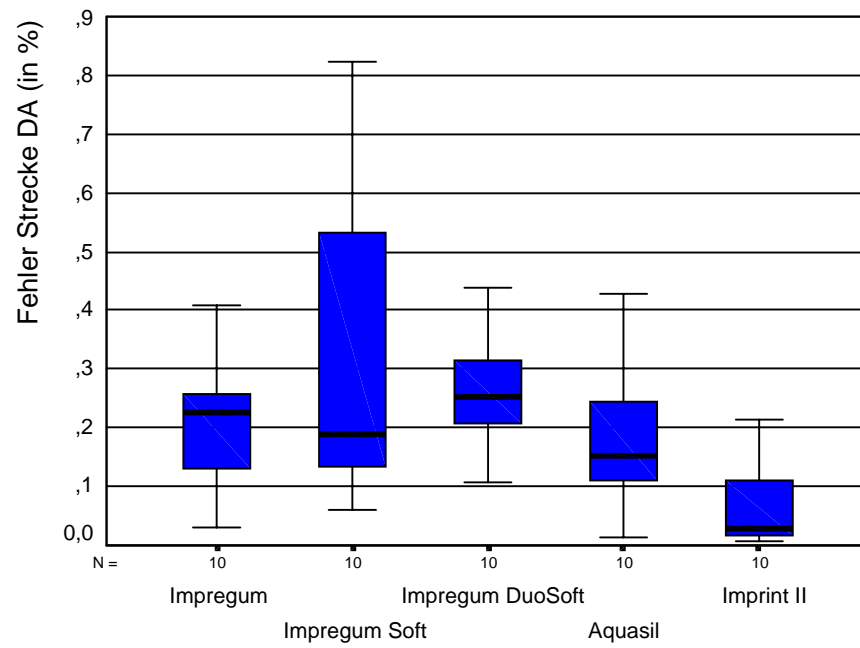
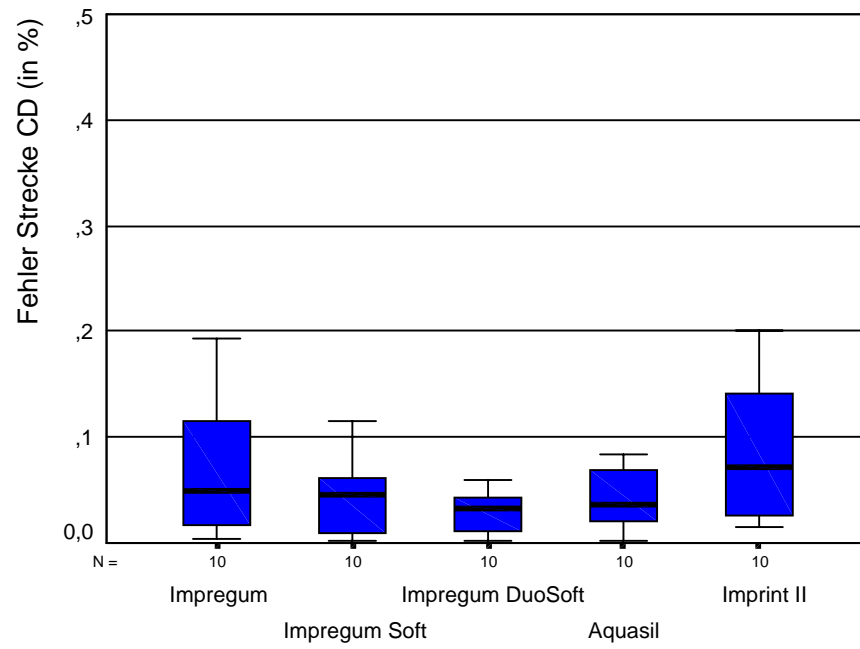


Abb. 46: Fehler der einzelnen diametralen Strecken (in %)





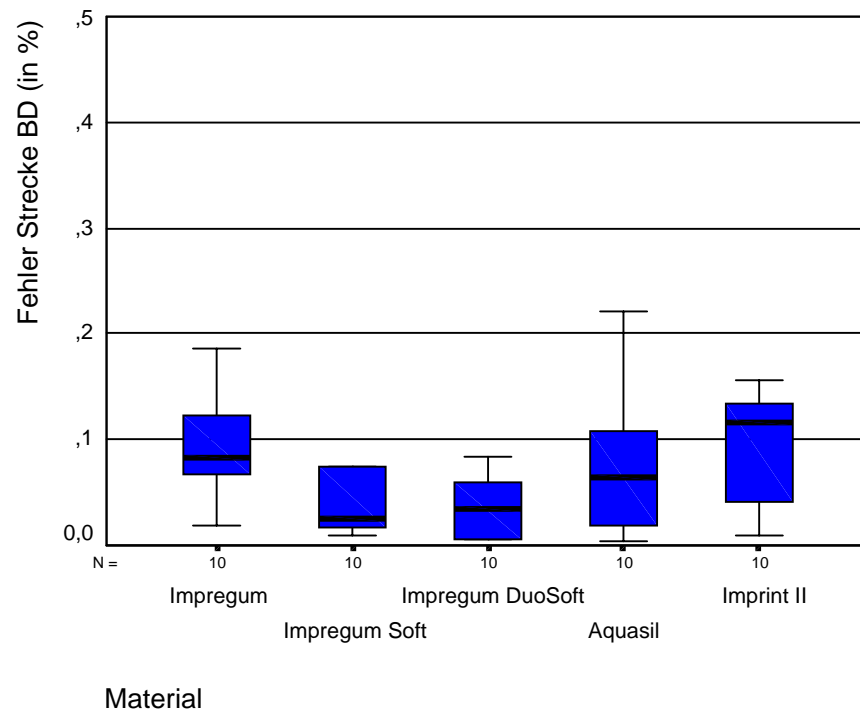
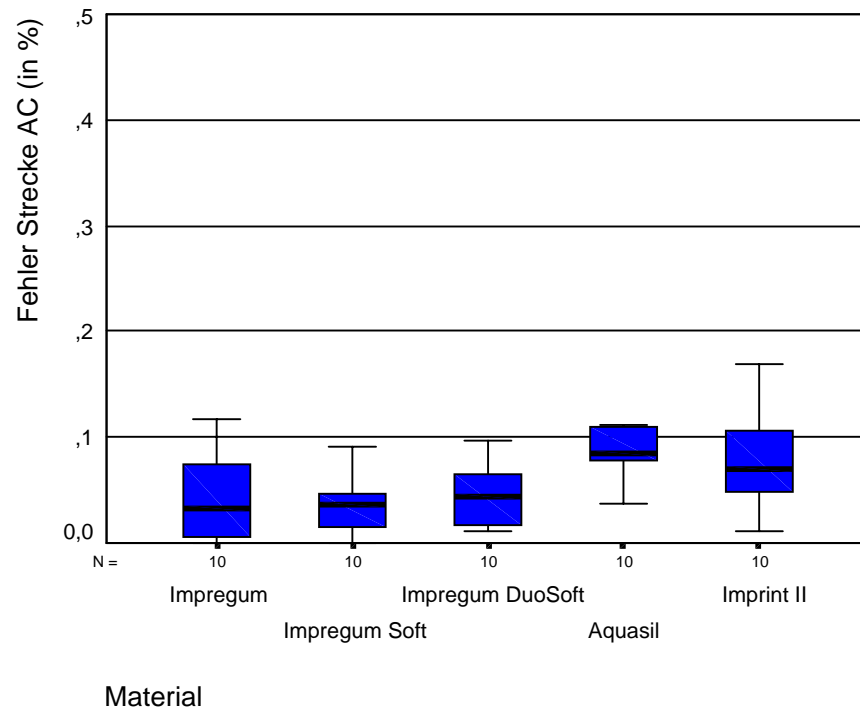
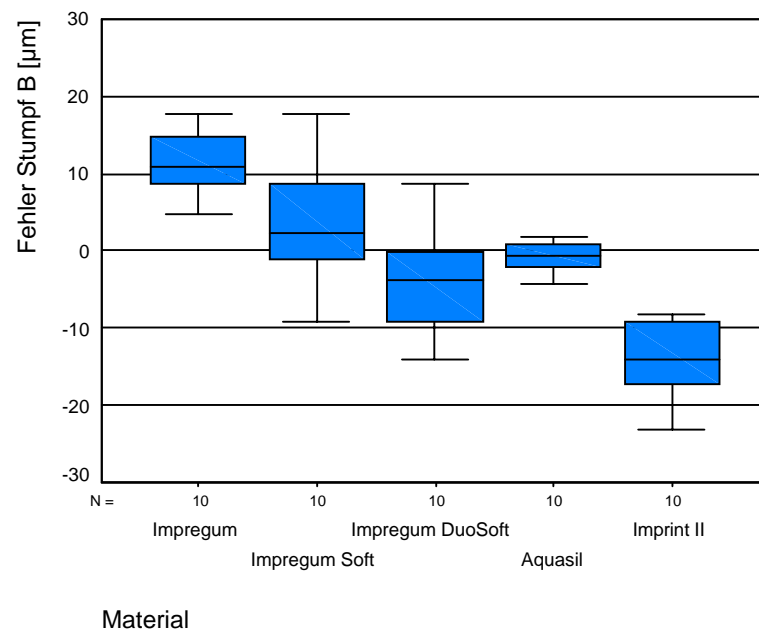
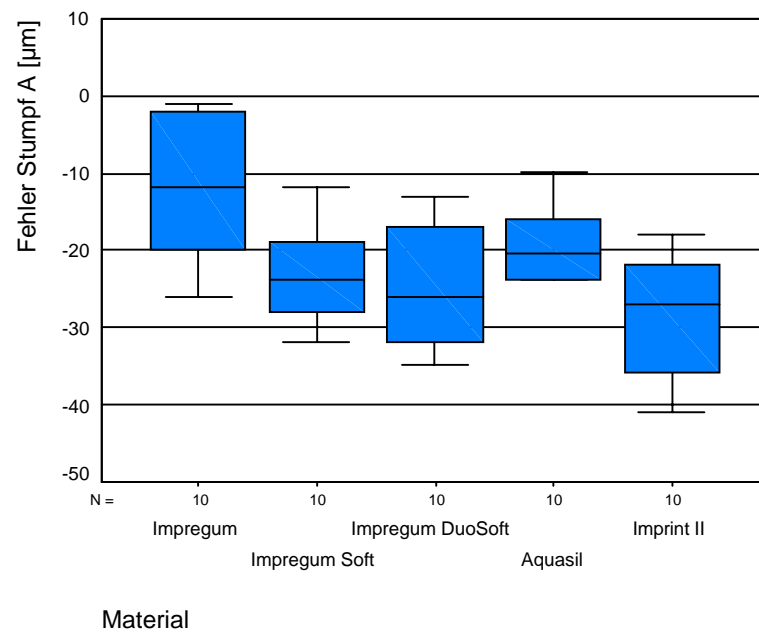
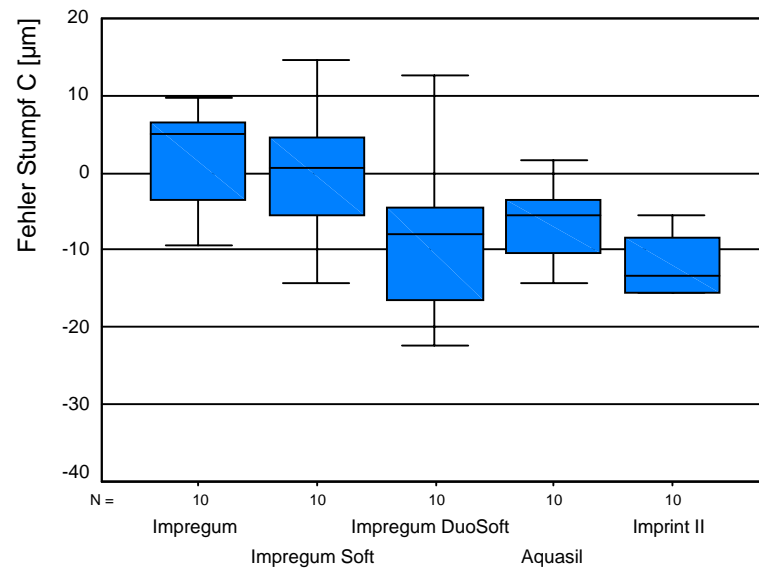
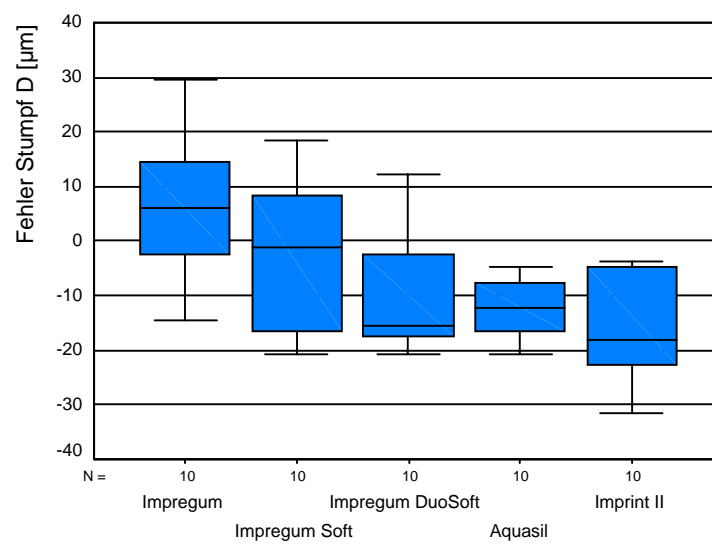


Abb. 47: Fehlermessung der einzelnen Stümpfe (in μm)



Material



Material

Mittelwerte der Stumpfdurchmesser / Differenzen zum Urmodell												
Stumpf Modell	Impregum	Δ	Impregum Soft	Δ	Impregum DuoSoft	Δ	Aquasil	Δ	Imprint	Δ	Urmodell	
A	1	8,058	-0,013	8,047	-0,024	8,038	-0,033	8,051	-0,020	8,044	-0,027	8,071
	2	8,069	-0,002	8,051	-0,020	8,040	-0,031	8,050	-0,021	8,030	-0,041	
	3	8,069	-0,002	8,042	-0,029	8,054	-0,017	8,035	-0,036	8,037	-0,034	
	4	8,070	-0,001	8,052	-0,019	8,057	-0,014	8,051	-0,020	8,044	-0,027	
	5	8,051	-0,020	8,053	-0,018	8,036	-0,035	8,047	-0,024	8,048	-0,023	
	6	8,060	-0,011	8,039	-0,032	8,045	-0,026	8,055	-0,016	8,050	-0,021	
	7	8,062	-0,009	8,045	-0,026	8,039	-0,032	8,058	-0,013	8,035	-0,036	
	8	8,053	-0,018	8,047	-0,024	8,045	-0,026	8,048	-0,023	8,049	-0,022	
	9	8,045	-0,026	8,043	-0,028	8,058	-0,013	8,061	-0,010	8,053	-0,018	
	10	8,048	-0,023	8,059	-0,012	8,047	-0,024	8,047	-0,024	8,035	-0,036	
Mittelwert	8,059	-0,012	8,048	-0,023	8,046	-0,025	8,050	-0,021	8,043	-0,029		
B	1	8,074	0,017	8,056	-0,001	8,051	-0,006	8,050	-0,007	8,034	-0,023	8,057
	2	8,066	0,009	8,058	0,001	8,043	-0,014	8,057	0,000	8,049	-0,008	
	3	8,070	0,013	8,059	0,002	8,066	0,009	8,058	0,001	8,048	-0,009	
	4	8,066	0,009	8,075	0,018	8,057	0,000	8,053	-0,004	8,040	-0,017	
	5	8,072	0,015	8,063	0,006	8,054	-0,003	8,059	0,002	8,049	-0,008	
	6	8,069	0,012	8,068	0,011	8,074	0,017	8,057	0,000	8,042	-0,015	
	7	8,063	0,006	8,048	-0,009	8,048	-0,009	8,055	-0,002	8,038	-0,019	
	8	8,075	0,018	8,066	0,009	8,053	-0,004	8,056	-0,001	8,044	-0,013	
	9	8,062	0,005	8,060	0,003	8,045	-0,012	8,058	0,001	8,045	-0,012	
	10	8,067	0,010	8,052	-0,005	8,055	-0,002	8,055	-0,002	8,041	-0,016	
Mittelwert	8,068	0,011	8,061	0,003	8,055	-0,002	8,056	-0,001	8,043	-0,014		
C	1	8,069	0,006	8,058	-0,005	8,047	-0,016	8,052	-0,011	8,037	-0,026	8,063
	2	8,060	-0,003	8,066	0,003	8,041	-0,022	8,063	0,000	8,058	-0,005	
	3	8,072	0,009	8,063	0,000	8,076	0,013	8,049	-0,014	8,049	-0,014	
	4	8,068	0,005	8,078	0,015	8,059	-0,004	8,065	0,002	8,049	-0,014	
	5	8,073	0,010	8,068	0,005	8,059	-0,004	8,057	-0,006	8,051	-0,012	
	6	8,054	-0,009	8,049	-0,014	8,059	-0,004	8,060	-0,003	8,055	-0,008	
	7	8,070	0,007	8,065	0,002	8,046	-0,017	8,059	-0,004	8,031	-0,032	
	8	8,069	0,006	8,070	0,007	8,061	-0,002	8,053	-0,010	8,053	-0,010	
	9	8,058	-0,005	8,058	-0,005	8,052	-0,011	8,057	-0,006	8,057	-0,006	
	10	8,066	0,003	8,052	-0,011	8,047	-0,016	8,060	-0,003	8,048	-0,015	
Mittelwert	8,066	0,003	8,063	0,000	8,055	-0,008	8,058	-0,005	8,049	-0,014		
D	1	8,057	-0,003	8,039	-0,021	8,039	-0,021	8,052	-0,008	8,042	-0,018	8,060
	2	8,080	0,020	8,041	-0,019	8,045	-0,015	8,053	-0,007	8,056	-0,004	
	3	8,068	0,008	8,059	-0,001	8,043	-0,017	8,041	-0,019	8,037	-0,023	
	4	8,059	-0,001	8,078	0,018	8,043	-0,017	8,049	-0,011	8,041	-0,019	
	5	8,063	0,003	8,068	0,008	8,057	-0,003	8,049	-0,011	8,049	-0,011	
	6	8,089	0,029	8,067	0,007	8,062	0,002	8,046	-0,014	8,055	-0,005	
	7	8,045	-0,015	8,045	-0,015	8,055	-0,005	8,044	-0,016	8,030	-0,030	
	8	8,074	0,014	8,043	-0,017	8,072	0,012	8,039	-0,021	8,055	-0,005	
	9	8,056	-0,004	8,068	0,008	8,041	-0,019	8,055	-0,005	8,040	-0,020	
	10	8,072	0,012	8,058	-0,002	8,042	-0,018	8,043	-0,017	8,028	-0,032	
Mittelwert	8,066	0,006	8,057	-0,003	8,050	-0,010	8,047	-0,013	8,043	-0,017		

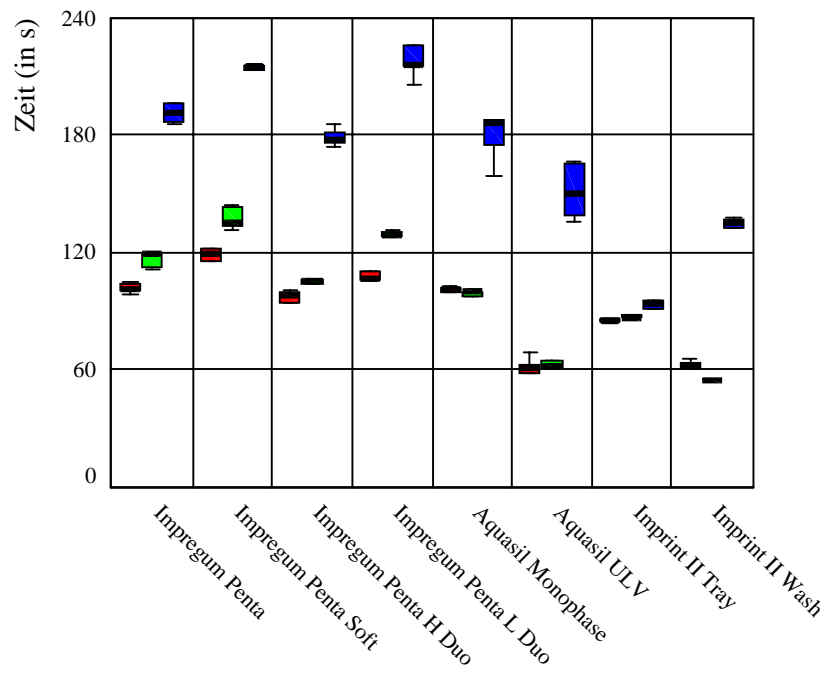
Tabelle 8: Mittelwerte der Stumpfdurchmesser, Differenzen zum Urmodell

Querrillenabstände Prüfblock																	
Impregum Penta	trocken 15 min				trocken 24 h				Impregum Penta Soft	trocken 15 min				trocken 24 h			
	1	24,970	0,047		24,930	0,007				1	25,016	0,093		24,959	0,036		
	2	24,949	0,026		24,914	-0,009				2	24,902	-0,021		24,869	-0,054		
	3	24,984	0,061		24,908	-0,015				3	24,897	-0,026		24,870	-0,053		
	4	24,993	0,070		24,960	0,037				4	24,994	0,071		25,011	0,088		
	5	24,924	0,001		24,896	-0,027				5	24,902	-0,021		24,876	-0,047		
		24,964	0,041		24,922	-0,001					24,942	0,019		24,917	-0,006		
Impregum Penta DuoSoft H	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h				Impregum Penta DuoSoft L	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h			
	1	24,943	0,020		25,091	0,168				1	24,980	0,057		25,089	0,166		
	2	24,926	0,003		24,994	0,071				2	24,957	0,034		25,088	0,165		
	3	24,955	0,032		25,075	0,152				3	24,901	-0,022		25,055	0,132		
	4	24,959	0,036		25,017	0,094				4	24,951	0,028		25,122	0,199		
	5	24,996	0,073		25,059	0,136				5	24,948	0,025		25,088	0,165		
		24,956	0,033		25,047	0,124					24,947	0,024		25,088	0,165		
Aquasil Monophase	trocken 15 min				trocken 24 h				Aquasil ULV	trocken 15 min				trocken 24 h			
	1	24,939	0,016		24,907	-0,016				1	24,957	0,034		24,898	-0,025		
	2	24,968	0,045		24,940	0,017				2	24,943	0,020		24,897	-0,026		
	3	24,964	0,041		24,933	0,010				3	24,965	0,042		24,920	-0,003		
	4	24,976	0,053		24,954	0,031				4	24,956	0,033		24,914	-0,009		
	5	24,954	0,031		24,926	0,003				5	24,957	0,034		24,924	0,001		
		24,960	0,037		24,932	0,009					24,955	0,032		24,911	-0,012		
Imprint II Tray	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h				Imprint II Wash	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h			
	1	24,957	0,034		25,096	0,173				1	24,960	0,037		25,090	0,167		
	2	24,898	-0,025		25,056	0,133				2	24,967	0,044		25,085	0,162		
	3	24,941	0,018		25,070	0,147				3	24,933	0,010		25,058	0,135		
	4	24,950	0,027		25,133	0,210				4	24,945	0,022		25,072	0,149		
	5	24,948	0,025		25,100	0,177				5	24,943	0,020		25,069	0,146		
		24,939	0,016		25,091	0,168					24,950	0,027		25,075	0,152		
Imprint II Wash	trocken 15 min				trocken 24 h				Imprint II Wash	trocken 15 min				trocken 24 h			
	1	24,918	-0,005		24,919	-0,004				1	24,926	0,003		24,924	0,001		
	2	24,925	0,002		24,939	0,016				2	24,915	-0,008		24,919	-0,004		
	3	24,925	0,002		24,922	-0,001				3	24,909	-0,014		24,899	-0,024		
	4	24,902	-0,021		24,912	-0,011				4	24,925	0,002		24,946	0,023		
	5	24,915	-0,008		24,910	-0,013				5	24,927	0,004		24,895	-0,028		
		24,917	-0,006		24,920	-0,003					24,921	-0,002		24,916	-0,007		
Imprint II Wash	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h				Imprint II Wash	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h			
	1	24,918	-0,005		24,951	0,028				1	24,915	-0,008		24,998	0,075		
	2	24,914	-0,009		24,945	0,022				2	24,923	0,000		25,013	0,090		
	3	24,915	-0,008		24,947	0,024				3	24,933	0,010		25,005	0,082		
	4	24,900	-0,023		24,938	0,015				4	24,911	-0,012		24,998	0,075		
	5	24,920	-0,003		24,961	0,038				5	24,906	-0,017		25,001	0,078		
		24,913	-0,010		24,948	0,025					24,917	-0,006		25,003	0,080		
Imprint II Wash	trocken 15 min				trocken 24 h				Imprint II Wash	trocken 15 min				trocken 24 h			
	1	24,920	-0,003		24,896	-0,027				1	24,922	-0,001		24,919	-0,004		
	2	24,918	-0,005		24,910	-0,013				2	24,930	0,007		24,930	0,007		
	3	24,923	0,000		24,899	-0,024				3	24,920	-0,003		24,931	0,008		
	4	24,921	-0,002		24,898	-0,025				4	24,923	0,000		24,920	-0,003		
	5	24,914	-0,009		24,902	-0,021				5	24,927	0,004		24,922	-0,001		
		24,919	-0,004		24,901	-0,022					24,924	0,001		24,924	0,001		
Imprint II Wash	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h				Imprint II Wash	Desinfektion 15 min				Desinfektion 24 h			
	1	24,920	-0,003		24,969	0,046				1	24,911	-0,012		24,974	0,051		
	2	24,933	0,010		24,970	0,047				2	24,917	-0,006		24,952	0,029		
	3	24,916	-0,007		24,957	0,034				3	24,924	0,001		24,958	0,035		
	4	24,924	0,001		24,969	0,046				4	24,914	-0,009		24,961	0,038		
	5	24,921	-0,002		24,960	0,037				5	24,923	0,000		24,959	0,036		
		24,923	0,000		24,965	0,042					24,918	-0,005		24,961	0,038		

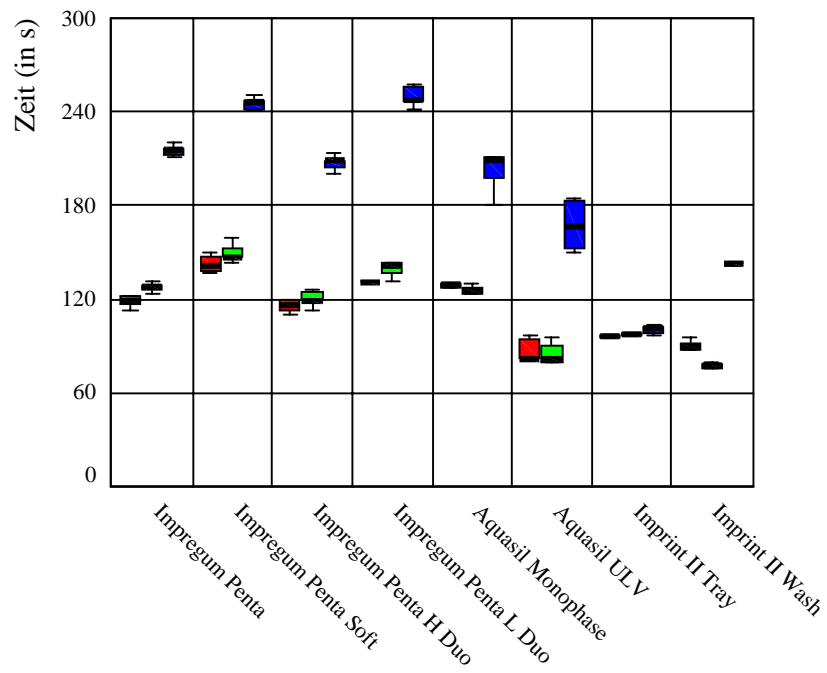
Tabelle 9: Querrillenabstände, Differenzen zum Stahlprüfblock

Software Zwick PC-Software Z1007 Hysterese; DOS-Softwarepaket		
Parameter Nr.	Text	Wert
238	Prüfverfahren	4
12	Einspannlänge	33 mm
295	Vorlaufweg	25 mm
201	zulässige Nullpunktabweichung	1 % Sensor
290	Anzahl Zyklen	130 (zwingende Eingabe vor jeder Prüfung ⇒ materialimmanent)
24	Oberer Umkehrpunkt	0,1 mm
25	Unterer Umkehrpunkt	-0,1 mm
292	Halt bei ob. Umkehrpunkt	0 s
293	Halt bei unt. Umkehrpunkt	0 s
296	Geschwindigkeit Vorlaufweg	400 mm/min
34	Prüfgeschwindigkeit	8 mm/min
288	Entlastungsgeschwindigkeit	8 mm/min
243	LE- Positionierungsgeschwindigkeit	400 mm/min
Graphik Parameter		
13	Graphik Definition	20
70	unterer Kraft Skalenwert	0 mm
71	oberer Kraft Skalenwert	1000 N (zwingende Eingabe vor jeder Prüfung ⇒ materialimmanent)
146	unterer Zeitskalenwert	0 s
147	oberer Zeitskalenwert	480 s (zwingende Eingabe vor jeder Prüfung ⇒ materialimmanent)

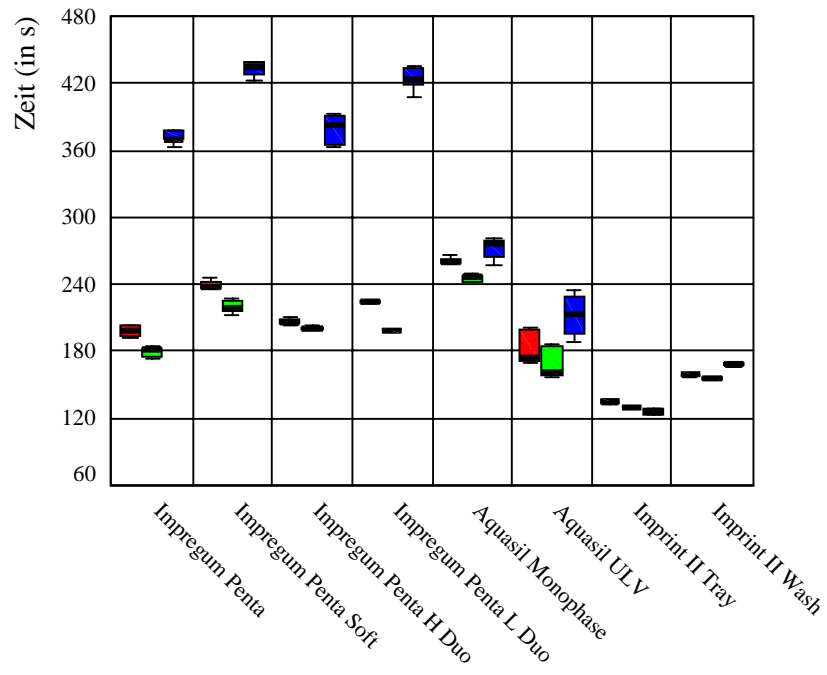
Tabelle 10: Wesentliche Parameter des Parametersatzes zur Steuerung des Hystereseversuches an einer **Zwick 1454** Universalprüfmaschine mit neuer Elektronik.



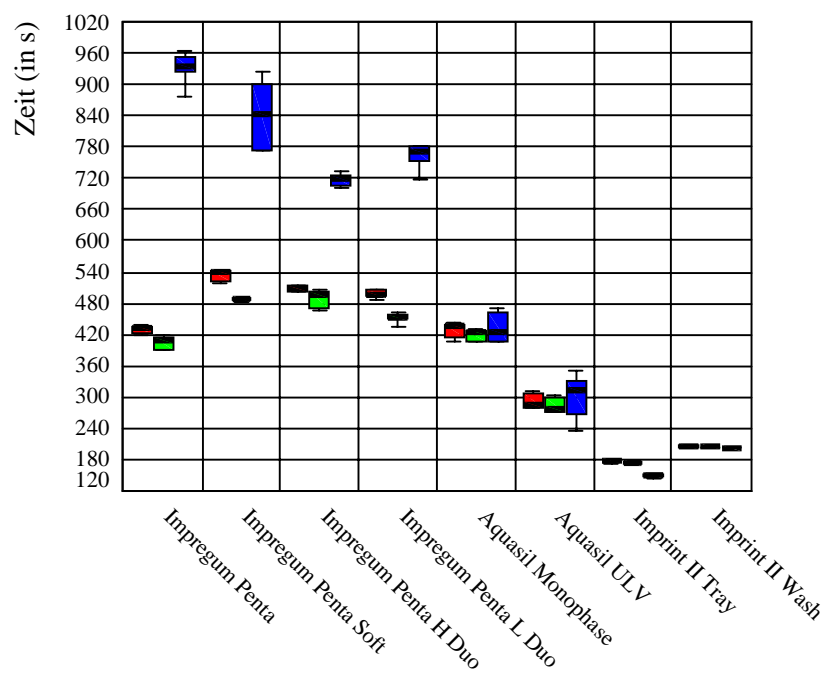
a) Boxplots 5%-Wert + Offset



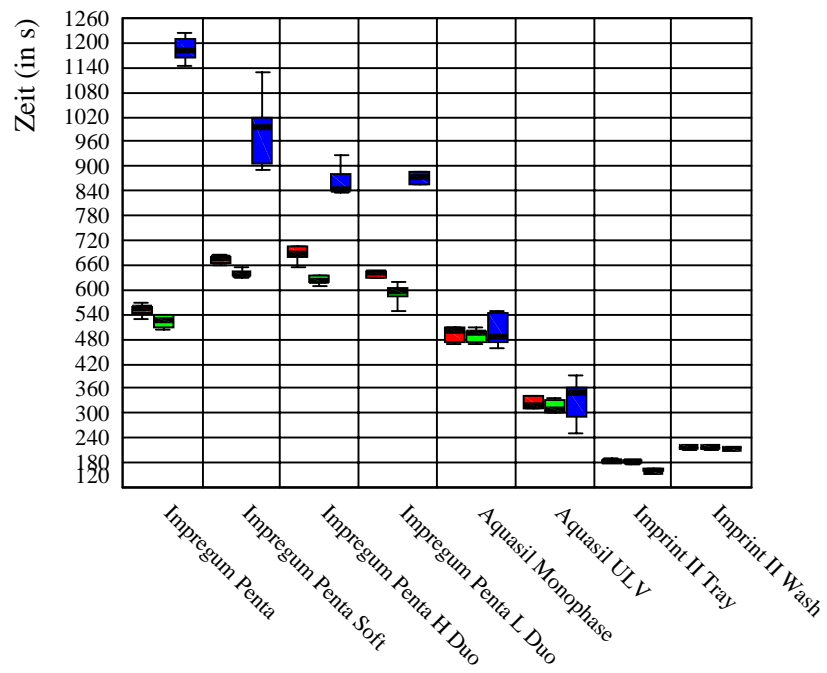
b) Boxplots 10%-Wert + Offset



c) Boxplots 50%-Wert + Offset



d) Boxplots 90%-Wert + Offset



e) Boxplots 95%-Wert + Offset

Abb. 48: Boxplotdiagramme, Offset berücksichtigt, Universalprüfmaschine und Haake-Rheometer

(■ Rheometer Kompl. Viskosität, ■ Rheometer Speichermodul, ■ Univ.-Prüfmaschine)

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann möchte ich meinen besonderen Dank aussprechen, zum einen für die Überlassung des Themas und zum anderen für die immer spontanen Hilfestellungen und Anregungen während der Entstehung dieser Arbeit.

Herzlichen Dank auch meinem Mann, meinen Eltern und Schwiegereltern für die liebevolle Unterstützung.

Lebenslauf

Name	Sabine Barbara Nave, geb. Kretschmer
geb. am	23. Oktober 1962
geb. in	Kaan-Marienborn, jetzt Siegen / NRW
Wohnort	59174 Kamen-Heeren, Roseneck 18
Familienstand	verheiratet, seit 31. Mai 1996, mit Thomas Nave,
Eltern	Oskar Kretschmer, geb. am 30. März 1928, Werkschutzangestellter Irmgard Kretschmer, geb. Stein, geb. am 15. Juli 1930, Hausfrau
Schulbildung	Grundschule Siegen-Kaan-Marienborn 1969 – 1973 Gymnasium Am Giersberg, Siegen 1973 – 1982
Allgemeine Hochschulreife	14. Juni 1982, am Gymnasium Am Giersberg in Siegen
Studium der Geologie	Wintersemester 1982 / 83 bis Sommersemester 1983 Universität Würzburg
Praktikum	01. Dezember 1983 bis 31. Juli 1984 in der Zahnarztpraxis Dr. F.-J. Aka, Oldenburg

Ausbildung	01. August 1984 bis 10. Juni 1987 als Zahnarzthelferin in der Zahnarztpraxis Dr. F.-J. Aka, Oldenburg
Beschäftigung	bis 30. September 1988 als Zahnarzthelferin in der Zahnarztpraxis Dr. F.-J. Aka, Oldenburg
Studium der Zahnmedizin	Westfälische-Wilhelms-Universität Münster, Beginn im Wintersemester 1988 / 89
Examen	21. Dezember 1994 in Münster
Approbation	28. Dezember 1994, erteilt vom Regierungspräsidium Münster
Tätigkeit	als Ausbildungsassistentin vom 01. Juni 1995 bis zum 30. September 1996 bei <i>Dr. H.-G. Adam, Dinslaken</i> vom 01. Oktober 1996 bis zum 24. Juni 1997 bei <i>Dr. M. Sowinski, Unna</i> als angestellte Zahnärztin vom 25. Juni 1997 bis zum 31. Oktober 1997 bei <i>Dr. M. Sowinski, Unna</i> seit 01. Januar 1998 niedergelassen in zahnärztlicher Gemeinschaftspraxis in Kamen-Heeren, Rosenstr. 69, mit Dr. Thomas Nave